PAULA MENDES ACATAUASSÚ NUNES

**Dureza da camada de adesivo e da camada híbrida e a sua relação com a
resistência de união à dentina**

São Paulo

2013

PAULA MENDES ACATAUASSÚ NUNES

**Dureza da camada de adesivo e da camada híbrida e a sua relação com a
resistência de união à dentina**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística

Orientadora: Profa. Dra. Míriam Lacalle Turbino

São Paulo

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Nunes, Paula Mendes Acatauassú.

Dureza da camada de adesivo e da camada híbrida e a sua relação com a resistência de união à dentina / Paula Mendes Acatauassú Nunes ; orientador Miriam Lacalle Turbino. -- São Paulo, 2013.

86 p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Adesivos dentinários. 2. Resistência de união (Odontologia). 3. Dentina. 4. Resina composta. I. Turbino, Miriam Lacalle. II. Título.

Acatauassú-Nunes PM. Dureza da camada de adesivo e da camada híbrida e a sua relação com a resistência de união à dentina. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Aprovado em: / /2013

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Ao meu Mestre inspirador Prof. Dr. João Paulo Mendes,

Meu avô, meu professor da vida, por me ensinar que a educação é a melhor herança que se pode ter.

Aos meus pais Claudio e Lílian,

Por acreditarem nos meus sonhos e não medirem esforços para que eu possa realizá-los.

Obrigada pelo amor incondicional.

Ao meu irmão Leonardo,

Graças a você eu sei o verdadeiro significado do amor fraterno. Obrigada pela força e companhia, nunca estive sozinha nesta vida.

Ao meu amor Marcelo,

Por cuidar do meu coração, principalmente nos momentos em que ele estava mais apertado de saudades. Com você eu sou o meu melhor.

À minha família,

Pelas orações, pela torcida e pela união. Obrigada por serem tão presentes em minha vida.

A vocês dedico este trabalho!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha querida orientadora Profa. Dra. Míriam Lacalle Turbino,

Você acreditou em mim quando eu mais precisava de um voto de confiança, sem nem me

conhecer... Você me contagiou com a sua paixão por ensinar...

Obrigada pela dedicação, pela amizade, pelos cuidados e pelos ensinamentos compartilhados.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial ao Departamento de Dentística, pela oportunidade de realização da Pós-graduação.

Aos professores do curso de Mestrado. Os senhores foram fundamentais para a minha formação.

Ao Prof. Dr. Michel Nicolau Youssef e Prof. Dra. Míriam Lacalle Turbino, pela oportunidade de participação no estágio na disciplina de Dentística Operatória Direta. Poder observá-los diante dos alunos e ajudá-los na disciplina foi muito importante para o meu amadurecimento.

À Dra. Camilla Regina Galvão Bengtson, ao seu lado aprendi a minha primeira metodologia de pesquisa. Obrigada por me ajudar a solucionar minhas inúmeras dúvidas.

À Dra. Alessandra Pereira de Andrade e Dra. Angela Mayumi Shimaoka, obrigada não só por me ensinarem parte da metodologia deste trabalho, mas pela amizade. Poder contar com vocês me deixou mais segura e confiante.

A todos que fazem parte da equipe “Dureza”, principalmente ao Carlos, Tamile, Rosiane, Jesuína e Andreia. Carlos, obrigada por me ajudar a documentar o passo-a-passo deste trabalho. Foi muito bom aprender com vocês, obrigada por tudo.

A todos os colegas da Pós-graduação, muito obrigada pelas dicas, experiências trocadas, ensinamentos e companhia. Em especial à minha querida turma: Tamile, Carlos, Adriano, Milena, Dani, Talita e Thais. Vocês fizeram toda a diferença, essa jornada se tornou mais fácil e divertida com vocês ao meu lado.

À Tamile Rocha da Silva Lobo, você merece um agradecimento especial, né amiga? Viemos para São Paulo juntas, já tivemos conquistas juntas e espero poder ter muitas outras conquistas com você. Obrigada por dividir comigo as dificuldades e as infinitas gargalhadas.

À minha amiga Stella Ferreira do Amaral, pela ajuda, ensinamentos e principalmente pela amizade. Você é um presente que a vida me deu e me fez vir buscar aqui em São Paulo.

Aos funcionários do Departamento de Dentística, David, Ana Maria, Selma, Leandro, Arnaldo, Aldo e Débora, por toda ajuda durante o curso. Um agradecimento especial à Soninha pelo auxílio e companhia no laboratório.

Aos funcionários da biblioteca, em especial à bibliotecária Glauci, pela atenção e revisão deste trabalho.

Ao CNPq, pela concessão da bolsa de estudo.

A todos que contribuíram para a realização deste trabalho, muito obrigada!

*“A mente que se abre a uma nova ideia
jamais voltará ao seu tamanho original”*

Albert Einstein

RESUMO

Acatauassú-Nunes PM. Dureza da camada de adesivo e da camada híbrida e a sua relação com a resistência de união à dentina [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

Este estudo avaliou *in vitro* a dureza da camada de adesivo e da camada híbrida de uma interface entre resina composta e dentina humana por meio de ensaios de nanodureza (DUH). Foi avaliada a resistência de união por meio de testes de microcissalhamento (MC) com o objetivo de observar a relação desta resistência com a propriedade da dureza. Os fatores de variação compreendem quatro sistemas adesivos (Adper Scotchbond Multiuso, Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond e Single Bond Universal) e duas profundidades dentinárias (dentina rasa e dentina profunda). As unidades experimentais foram compostas por 144 fragmentos dentais obtidos da face vestibular de molares humanos, os quais foram distribuídos em 16 grupos, 8 grupos com $n=6$ para os ensaios de DUH e 8 grupos com $n=12$ para os ensaios de MC de forma que os quatro sistemas adesivos foram aplicados sobre fragmentos de dentina rasa e de dentina profunda. Após a confecção das restaurações em resina composta e 24h de armazenamento em estufa a 37°C, os ensaios de DUH foram realizados no ultramicrodurômetro DUH-211S (Shimadzu) com carga de 1mN/mseg. Os testes de MC foram realizados na máquina de ensaios universais Instron 5942(Instron Co) com velocidade de 1mm/min seguido da análise do padrão de fratura em microscópio digital. A análise estatística foi realizada por ANOVA ($p<0,01\%$), Tukey e correlação de Pearson ($p<0,05\%$). O sistema SB Universal ($M=31,82\pm4,72$) evidenciou os maiores valores de resistência de união e o Clearfil SE ($M=26,75\pm3,73$) os menores. O Single Bond 2 ($M=28,83\pm4,07$) e Scotchbond MP ($M=28,53\pm4,61$) não apresentaram diferenças entre si e obtiveram valores intermediários, não se diferenciando do maior e nem do menor valor. A resistência de união na dentina rasa ($M=30,45\pm4,40$) foi maior que em dentina profunda ($M=27,52\pm4,01$). Os sistemas SB Universal ($M=22,57\pm2,42$) e Scotchbond MP ($M=22,13\pm2,89$) não apresentaram diferença entre si e evidenciaram valores de dureza na camada de adesivo maiores que o Clearfil SE ($M=19,11\pm1,23$). O sistema Single Bond 2 ($M=20,11\pm1,49$) apresentou valores intermediários de dureza e não foi

diferente do maior e do menor valor. A camada híbrida em dentina rasa ($M=38,23\pm3,08$) apresentou maior dureza que a camada híbrida em dentina profunda ($M=33,09\pm1,85$). Pode-se concluir que tanto o sistema adesivo utilizado quanto a profundidade dentinária influenciaram nos resultados de resistência adesiva. A dureza da camada de adesivo varia conforme o sistema utilizado sendo que os adesivos SB Universal e o Scotchbond MP apresentaram os maiores valores de dureza. A dureza da camada híbrida foi influenciada pela profundidade dentinária do substrato. Foi observada uma correlação direta entre a dureza da camada de adesivo e a resistência adesiva.

Palavras-chave: Adesivos dentinários. Camada híbrida. Testes de dureza. Resistência ao cisalhamento.

ABSTRACT

Acatauassú-Nunes PM. Hardness of the adhesive layer and the hybrid layer and its relationship to bond strength to dentin [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

This study evaluated *in vitro* the hardness of the adhesive layer and the hybrid layer interface between composite and human dentin using nanohardness test (DUH). Was evaluated the bond strength by microshear test (MC) in order to observe the relationship of this resistance with the hardness property. The variation factors consist of four adhesive systems (Adper Scotchbond Multi-Purpose, Adper Single Bond 2, Clearfil SE Bond and Single Bond Universal) and two dentin depths (superficial and deep dentin). The experimental units consisted of 144 dental fragments obtained from molars vestibular area, which were divided into 16 groups, 8 groups with $n = 6$ for DUH test and 8 groups with $n = 12$ for the MC test, so the four adhesive systems were applied on dentin fragments of superficial and deep dentin. After the construction of the composite resin restorations and 24h storage at 37 °C, DUH analysis were performed using a nanoindentation device DUH-211S (Shimadzu) with load of 1mN/mseg. The MC tests were performed in a universal testing machine Instron 5942 (Instron Co) with speed 1mm/min followed by analysis of the failure site in digital microscope. Statistical analysis was performed by ANOVA ($p < 0.01\%$), Tukey, and Pearson correlation ($p < 0.05\%$). The system SB Universal ($M = 31.82 \pm 4.72$) showed higher values of bond strength and Clearfil SE ($M = 26.75 \pm 3.73$) lower. The Single Bond 2 ($M = 28.83 \pm 4.07$) and Scotchbond MP ($M = 28.53 \pm 4.61$) did not differ among themselves and had intermediate values, not differentiating the largest and the smallest value. The bond strength of superficial dentin ($M = 30.45 \pm 4.40$) was higher than in deep dentin ($M = 27.52 \pm 4.01$.) Universal Systems SB ($M = 22.57 \pm 2.42$) and Scotchbond MP ($M = 22.13 \pm 2.89$) did not differ among themselves and showed hardness values in the adhesive layer higher than Clearfil SE ($M = 19.11 \pm 1.23$.) The system Single Bond 2 ($M = 20.11 \pm 1.49$) showed intermediate values of hardness and was not different from the largest and smallest value. The hybrid layer in superficial dentin ($M = 38.23 \pm 3.08$) was harder than the hybrid layer in depth dentin ($M = 33.09 \pm 1.85$.) It can be concluded

that both the adhesive system used as the dentin depth influenced the bond strength. The hardness of the adhesive layer varies depending on the system used and the SB Universal adhesive and Scotchbond MP showed higher hardness values. The hardness of the hybrid layer was influenced by the depth of the dentin substrate. We observed a direct correlation between the hardness of the adhesive layer and the bond strength.

Keywords: Dentin-bonding agents. Hybrid layer. Hardness tests. Shear strength.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Representação da endentação realizada com o penetrador Berkovich.....	35
Figura 2.2 – Representação esquemática da obtenção da endentação realizada com o penetrador Berkovich	36
Figura 2.3 – Representação esquemática do ensaio de nanoindentação através da curva de Carga-Deslocamento	36
Figura 4.1 – Fragmentos cortados no sentido méso-distal (a) e (b) e fragmentos após a remoção da câmara pulpar e do esmalte vestibular (c)	42
Figura 4.2 – Desgaste do esmalte dental em politriz (a) e mensuração da espessura do fragmento (b) e (c)	43
Figura 4.3 – Aplicação do sistema adesivo com <i>microbrush</i>	46
Figura 4.4 – Matriz bipartida.....	46
Figura 4.5 – Levando a matriz em posição	46
Figura 4.6 – Inserção da resina composta	47
Figura 4.7 – Posicionamento da matriz de poliéster e lamínula de vidro	47
Figura 4.8 – Levando o peso em posição	47

Figura 4.9 – Fotoativação da resina composta.....	48
Figura 4.10 – Espécime após a remoção da matriz	48
Figura 4.11 – Matriz desmontável	48
Figura 4.12 – Corte realizado no centro da restauração (a) e exposição da interface adesiva (b).....	49
Figura 4.13 – Esquematização da obtenção do espécime.....	49
Figura 4.14 – Equipamento DUH-W211S	50
Figura 4.15 – Espécime sob a lente objetiva de 100x para a determinação do local da endentação	50
Figura 4.16 – Foco com objetiva de 10X (a) e de 100X (b).	51
Figura 4.17 – Espécime sob o penetrador Berkovich para a realização do ensaio...	51
Figura 4.18 – Esquematização das endentações realizadas	51
Figura 4.19 – Realização das perfurações na fita duplaface.....	52
Figura 4.20 – Espécime com a fita duplaface delimitando a área adesiva	52

Figura 4.21 – Aplicação do sistema adesivo	53
Figura 4.22 – Posicionamento dos tubos plásticos	53
Figura 4.23 – Polimerização do adesivo	53
Figura 4.24 – Inserção da resina composta	54
Figura 4.25 – Fotoativação da resina	54
Figura 4.26 – Espécimes após a remoção dos tubos.....	54
Figura 4.27 – Instron 5942 (a) com o espécime posicionado. Vista aproximada frontal (b) e lateral(c)	55
Figura 4.28 – Esquematização do ensaio de microcisalhamento.....	56

LISTA DE QUADROS E GRÁFICOS

Quadro 4.1 – Distribuição dos fragmentos dentais nos grupos amostrais	44
Quadro 4.2 – Composição e instrução de uso dos sistemas adesivos estudados	45
Gráfico 5.1 – Comportamento linear dos valores de resistência adesiva de acordo com os sistemas adesivos e profundidades dentinárias	60
Gráfico 5.2 – Comportamento linear dos valores de dureza da camada de adesivo de acordo com os sistemas adesivos e profundidades dentinárias.....	63
Gráfico 5.3 – Comportamento linear dos valores de dureza da camada híbrida de acordo com os sistemas adesivos e profundidades dentinárias	65
Quadro 5.1 – Teste de correlação de Pearson.....	66
Gráfico 5.4 – Ilustração da dispersão da variável dureza da camada de adesivo em função da resistência adesiva.	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Resistência adesiva (MPa)	58
Tabela 5.2 – ANOVA de dois fatores para a variável resistência adesiva.....	59
Tabela 5.3 – Médias e desvios padrão para a variável resistência adesiva (Mpa) ...	59
Tabela 5.4 – Padrão de fraturas.....	60
Tabela 5.5 – Média dos valores de dureza das endentações da camada de adesivo	61
Tabela 5.6 – ANOVA de dois fatores para a variável dureza da camada de adesivo.....	62
Tabela 5.7 – Médias e desvios padrão para a variável dureza da camada de adesivo.....	62
Tabela 5.8 – Média dos valores de dureza Berkovich das endentações realizadas na camada híbrida	64
Tabela 5.9 – ANOVA de dois fatores para a variável dureza da camada híbrida.....	64
Tabela 5.10 – Médias e desvios padrão para a variável dureza da camada híbrida	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	análise de variância
Bis GMA	Bisfenol glicidilmetacrilato
DUH	ensaio de nanodureza
et al.	e colaboradores
h	horas
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
Kg	quilograma
LCNC	lesões cervicais não cariosas
M=	média
MC	ensaio de microcisalhamento
MET	microscopia eletrônica de transmissão
mm	milímetro
mm/minuto	milímetro por minuto
mN	mili Newton
mN/mseg	mili Newton por milissegundo
mW/cm ²	miliwatt por centímetro quadrado
MPa	Mega Pascal
nm	nanômetro
N	Newtons
nº	número
pH	potencial hidrogeniônico
s	segundo
TEGDMA	triethylene lycol dimethacrylate
4-META/MMA-TBB	4-META/metil metacrilato-tri-n-butil borano
10-MDP	10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	graus Celsius
<	menor que
%	por cento
±	mais ou menos
μm	micrometro
>	maior que
≈	aproximadamente
≤	menor ou igual
°	graus

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
2 REVISÃO DA LITERATURA	23
3 PROPOSIÇÃO	40
4 MATERIAL E MÉTODOS	41
5 RESULTADOS.....	58
6 DISCUSSÃO	67
7 CONCLUSÕES	74
REFERÊNCIAS.....	75
ANEXOS	84

1 INTRODUÇÃO

A evolução dos sistemas adesivos dentais modificou consideravelmente a prática odontológica, estabelecendo alterações nos conceitos de preparo cavitário e viabilizando a realização de restaurações funcionais e estéticas com maior conservação da estrutura remanescente sadia. Deu-se aí o início da “Odontologia minimamente invasiva”. Neste conceito, os princípios biomecânicos dos preparos cavitários, necessários para a retenção das restaurações até então, foram confrontados com o aprimoramento de materiais restauradores com propriedades de adesão aos tecidos dentais, como as resinas compostas associadas aos sistemas adesivos (Soares, 2007). A partir desse momento, os preparos cavitários para lesões cariosas se restringem à confecção de um acesso que permita a remoção do tecido cariado (Cardoso et al., 2011).

Vários foram os sistemas adesivos introduzidos no mercado desde o surgimento desses materiais, porém a união de materiais restauradores com as estruturas dentárias ainda é motivo de pesquisa. A falha das restaurações é muitas vezes relacionada à insatisfatória adesão estabelecida, o que pode incorrer em diversos problemas como infiltração marginal, cáries secundárias e sensibilidade pós-operatória, entre outros (Martins et al., 2008), fazendo com que a capacidade e a qualidade da adesão ainda seja o foco de vários estudos (Sadr et al., 2009).

As características do substrato desempenham um papel importante no mecanismo de adesão e resistência de união, principalmente do substrato dentinário (Jayaprakash et al., 2010). A adesão em dentina é menos previsível, quando comparada à adesão obtida em esmalte, tendo em vista sua ultraestrutura tubular úmida e a composição orgânica de seu substrato. O maior diâmetro e maior concentração de túbulos dentinários por área em dentina profunda torna o mecanismo de adesão mais crítico do que quando realizado em dentina rasa (Toledano et al., 2003). Dessa forma, os fabricantes incentivam o desenvolvimento de sistemas com menos passos operatórios buscando eliminar as etapas consideradas críticas que dificultam a ideal interação entre o adesivo e a dentina. (Van Meerbeek et al., 2011; Yousry et al., 2011)

O preparo do substrato para a adesão pode ser obtido através de duas estratégias adesivas: por meio do condicionamento do tecido dental com ácido fosfórico previamente à aplicação do *primer* e adesivo (adesivos condicione e lave) ou pela utilização de um *primer* contendo monômeros ácidos associados ou não ao adesivo propriamente dito, são os sistemas autocondicionantes. Além disso, foram lançados recentemente no mercado sistemas adesivos conhecidos como “universais”, de forma que o mesmo produto pode ser aplicado após um condicionamento ácido prévio do substrato, pode seguir uma estratégia autocondicionante ou pode ainda ser aplicado após o condicionamento seletivo apenas em esmalte. Consequentemente, é possível obter interfaces adesivas com características morfológicas e propriedades físicas distintas.

O sucesso dos procedimentos restauradores depende não apenas da técnica aplicada pelo profissional, mas fundamentalmente das propriedades inerentes ao material utilizado. Uma das formas de caracterizar essas propriedades é por meio de ensaios de dureza. A técnica de microendentação é comumente utilizada para a avaliação da dureza de materiais dentários, porém, é a técnica de nanoendentação que têm evidenciado aplicabilidade para a análise da dureza em interfaces estreitas, como no caso da camada híbrida, a qual permite a utilização de cargas reduzidas. Além disso, a obtenção de dados relativos à dureza dinâmica e a determinação da área de endentação a partir de ciclos de carga-deformação e não mais baseada em informações visuais, são consideradas as principais vantagens do ensaio de nanodureza, segundo seus idealizadores Oliver e Pharr (1992).

Uma técnica comumente realizada para avaliar a eficiência dos sistemas adesivos são os testes de resistência adesiva. Entre os possíveis testes está o ensaio de microcisalhamento, o qual permite a análise em espécimes de tamanho reduzido e em pequenas interfaces adesivas. Neste ensaio, é possível a colagem de diversos tubos na superfície de uma amostra simultaneamente, permitindo assim o preciso mapeamento regional da superfície que se deseja estudar (Burrow et al., 2008; Armstrong et al., 2010).

Diante da complexidade do tecido dentinário e da diferente composição química e mecanismos de ação dos sistemas adesivos atuais, fazem-se necessárias

pesquisas sobre as propriedades físicas desses sistemas e de sua eficiência sobre a dentina simulando diferentes situações clínicas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O principal objetivo da adesão, entre um material restaurador e os tecidos dentais, é a completa união de ambos e o selamento efetivo e duradouro das margens restauradoras (Spazzin et al., 2008). A adesão eficiente, além de promover a retenção necessária à restauração, pode evitar o precoce manchamento marginal, o surgimento de lesões de cárie secundárias provenientes de microinfiltração, a sensibilidade pós-operatória e a irritação pulpar (Pereira et al., 1999).

A adesão aos tecidos dentais teve início em 1955, a partir de relatos de Buonocore (1955) que, ao estudar fatores que aumentariam a união de acrílicos ao esmalte dental, propôs a utilização do condicionamento com ácido fosfórico a 85% por 30s em esmalte. Como resultado deste estudo pioneiro, microporosidades na superfície do esmalte foram criadas, aumentando a área de contato e favorecendo a força de união do acrílico ao esmalte através do embricamento mecânico.

No ano seguinte Buonocore et al. (1956) observaram uma satisfatória resistência de união de uma resina à dentina humana. Após realizarem um condicionamento com ácido clorídrico a 7% por um minuto, aplicarem uma resina adesiva e um incremento de resina sobre a dentina, os pesquisadores armazenaram os espécimes em água por até cinco meses e obtiveram significativos valores de resistência adesiva. Este resultado foi atribuído à combinação química entre componentes da resina adesiva e a constituição orgânica da dentina.

Outros estudos confirmaram a importância da utilização de um adesivo resinoso previamente à realização da restauração em resina composta (Bowen, 1965) assim como a realização do condicionamento ácido do substrato para otimizar a resistência de união (Fusayama et al., 1979). Porém, um marco na odontologia adesiva ocorreu quando Nakabayashi et al. (1982) descreveram pela primeira vez a formação da camada híbrida, conceito utilizado e estudado até os dias atuais.

Nakabayashi et al. (1982), utilizaram a solução 4-META/metil metacrilato-tri-n-butil borano (4-META/MMA-TBB) associada a um condicionador composto por cloreto férrico a 3% em ácido cítrico a 10%. Esta substância ácida era capaz de

remover totalmente a *smear layer* e promover a desmineralização da dentina subjacente em aproximadamente 5µm de profundidade. Esta foi a primeira vez que além do tratamento da *smear layer*, houve a modificação da dentina subjacente para receber os monômeros resinosos. A partir da difusão e polimerização de monômeros resinosos hidrofóbicos e hidrofílicos (4-META/MMA-TBB) entre as fibras colágenas expostas em uma dentina previamente desmineralizada, os autores observaram em microscopia eletrônica de varredura, uma região mista abaixo da interface adesiva, com monômeros resinosos no interior da dentina desmineralizada e a denominaram camada híbrida. Este estudo demonstrou que a adesão ocorria entre os agentes resinosos e as fibras colágenas.

Neste contexto, o mecanismo fundamental de união ao esmalte e à dentina baseia-se essencialmente em um processo de substituição, de forma que, os minerais retirados dos tecidos dentais dão espaço aos monômeros resinosos dos adesivos que, após a polimerização tornam-se interligados micromecanicamente nas porosidades criadas (Van Meerbeek et al., 2003; Van Meerbeek B et al., 2006).

Durante as décadas de 80' e 90', vários foram os sistemas adesivos introduzidos no mercado. Os incentivos tecnológicos em busca de sistemas com melhor desempenho de suas propriedades físicas e durabilidade continuam nos dias atuais (Perdigão, 2007; Van Meerbeek et al. 2011).

A principal motivação para esta constante evolução dos adesivos dentários é a busca por uma ligação igualmente eficaz para dois tecidos duros de natureza diferentes: esmalte e dentina (Pupo et al., 2012). A adesão ao esmalte tem sua durabilidade comprovada (Gamborgi et al., 2007; Loguercio et al., 2008; Pashley et al., 2011), porém a heterogeneidade da dentina faz com que a união a esse substrato seja mais complexa (Garcia et al., 2009) e exija um protocolo de aplicação mais complexo, assim como um maior tempo clínico para sua obtenção de forma satisfatória. Consequentemente, adesivos dentinários presentes no mercado possuem uma técnica de aplicação considerada sensível, onde um pequeno erro no protocolo de utilização pode causar um deslocamento precoce da restauração ou favorecer a degradação marginal (Van Meerbeek et al., 2011).

A expectativa por sistemas mais simples, com maior facilidade de aplicação clínica e técnica menos sensível também incentivam os fabricantes a desenvolverem novos adesivos em um ritmo rápido (Van Meerbeek et al., 2011; Yousry et al., 2011)

Os sistemas adesivos foram descritos como substâncias que devem ser aplicadas seguindo uma sequência específica para promover a adesão de restaurações em resina composta à dentina: 1- agente condicionador, representado por um ácido; 2- *primer*, substância hidrofílica que viabiliza a penetração do adesivo no tecido dentinário; 3- adesivo, substância hidrofóbica, que após sua polimerização liga o complexo esmalte/dentina condicionados e o *primer* à resina composta (Teruya; Corrêa, 2001). Os sistemas adesivos podem apresentar os três componentes separados ou associados, o que determinará sua aplicação em 1, 2 ou 3 passos.

Atualmente, a classificação dos sistemas adesivos é baseada no seu mecanismo de ação e tratamento dado à *smear layer*. Eles podem ser chamados de “condicione e lave” ou “autocondicionante” (Van Meerbeek et al., 2011). O sistema adesivo condicione e lave é caracterizado pela inicial aplicação de um ácido seguido de sua lavagem, cujo objetivo é a completa remoção da *smear layer* e *smear plugs* e a desmineralização simultânea em esmalte e dentina (Cardoso et al., 2011).

A versão condicione e lave em 3 passos é a mais antiga da multi-geração de adesivos resinosos e consiste na aplicação do ácido, *primer* e adesivo separadamente (Pashley et al., 2011). O ácido fosfórico a 37% desmineraliza a superfície dentinária a uma profundidade de 5-8µm, criando porosidades nanométricas na matriz da dentina intertubular e expondo as fibrilas colágenas subjacentes. Isso permite a posterior infiltração dos monômeros resinosos ao redor das fibrilas colágenas, necessária para a retenção da restauração em resina composta. Os espaços entre as fibrilas colágenas infiltrados por resina nas camadas híbridas possuem apenas 10-30 nm de largura. Dessa forma, as hibridizações são criadas em uma escala nanométrica e atingem uma profundidade de penetração de 5-8µm (Vaidyanathan et al., 2009).

A versão condicione e lave em 2 passos surgiu com o objetivo de reduzir e simplificar as etapas clínicas, de forma que, o *primer* e o adesivo foram unidos e

reduziram-se a um componente (Cardoso et al., 2011). Esses sistemas contêm 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) como *primer*, e monômeros adesivos representados pelo bisfenol glicidilmetacrilato (Bis-GMA) em solventes que contenham baixas concentrações de água no mesmo frasco. Eles são aplicados em duas camadas: a primeira camada serve como um *primer*, enquanto que a segunda camada serve como uma camada adesiva (Pashley et al., 2011). A hibridização a partir de sistemas condicione e lave resulta em uma morfologia composta por *tags* resinosos e um tecido híbrido formado por colágeno, resina, hidroxiapatita residual e porções de água (Pashley et al., 2011).

Para o esmalte, uma abordagem condicione e lave continua a ser a escolha preferencial, não só pela durável união aos materiais restauradores, mas também pelo selamento marginal obtido capaz de prevenir o surgimento precoce de microinfiltrações na interface adesiva (Toledano et al., 2001; Gamborgi et al., 2007; Rotta et al., 2007; Erickson et al., 2009). Porém, em dentina, acredita-se que ocorra uma degradação da interface adesiva como o resultado da possível discrepância entre a profundidade condicionada pelo ácido e a profundidade infiltrada pelos monômeros resinosos (Sano, 2006; Breschi et al., 2008; Hashimoto, 2010). O colágeno dentinário exposto por um sistema condicione e lave está vulnerável à degradação hidrolítica e enzimática (Breschi et al., 2008; Pashley et al., 2004).

Sistemas adesivos condicione e lave de três passos, também conhecidos como convencionais, podem produzir altas forças de união entre resina composta e dentina, porém alguns fatores podem influenciar no desempenho de união, por exemplo, o condicionamento ácido em excesso. Além disso, há um risco de colapso do colágeno previamente exposto durante a secagem com jatos de ar após o condicionamento ácido, e o controle da umidade pode ser crítico ao usar este tipo de sistemas adesivos (Martins et al., 2008).

Apesar de terem sido inseridos no mercado na década de 90', o sistema condicione e lave de três passos é considerado como "padrão ouro" (Sarr et al., 2010; Cardoso et al., 2011). Mesmo que alguns estudos laboratoriais não comprovem sua efetividade no que diz respeito à prevenção da nanoinfiltração, por exemplo, o seu duradouro e satisfatório desempenho clínico faz com que eles sejam considerados referência (Peumans et al., 2005). Sistemas de dois passos também

tem evidenciado satisfatório desempenho tanto que, um estudo realizado neste ano (Muñoz et al., 2013) com o objetivo de avaliar a resistência adesiva, a resistência à nanoinfiltração e o grau de conversão de novos sistemas adesivos lançados no mercado, utilizou um sistema condicione e lave de dois passos (Adper Single Bond 2) e um autocondicionante (Clearfil SE Bond) como grupos controle.

Diferentemente dos sistemas condicione e lave, os sistemas adesivos autocondicionantes não possuem a etapa do condicionamento ácido separadamente, pois eles possuem monômeros ácidos que simultaneamente executam as funções do ácido e do *primer* (Akimoto et al., 2007; van Dijken et al., 2007; Peumans et al., 2010). Dessa forma, não há a etapa de lavagem, e sim uma dissolução do fosfato de cálcio que permanece no mesmo local (Yousry et al., 2011). A dissolução da *smear layer* ocorre parcialmente e a desmineralização atinge uma menor profundidade dentinária do que a obtida pelos sistemas condicione e lave (Breschi et al., 2008).

Os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser de “dois passos” ou “um passo”, dependendo se o *primer* ácido e o adesivo resinoso estiverem separados ou combinados em uma única solução. Os adesivos de “um passo” são subdivididos em “dois componentes” ou “componente único”, isso porque apesar de ambos serem aplicados de forma única no dente, o de “dois componentes” exige a adequada mistura de duas soluções previamente à sua aplicação. O “componente único” possui os agentes condicionadores, *primer* e adesivo em único frasco (Van Meerbeek et al., 2011).

Esta abordagem tem demonstrado uma facilidade de uso (menos etapas e menor tempo de aplicação) e técnica menos sensível (sem a etapa de lavagem e a secagem é simplificada), resultando em um desempenho clínico confiável (Akimoto et al., 2007; van Dijken et al., 2007; Peumans et al., 2010). Outro importante benefício clínico de adesivos autocondicionantes é a ausência ou menor incidência de sensibilidade pós-operatória relatada pelos pacientes, quando comparada com sensibilidade gerada por sistemas condicione e lave (Perdigão et al., 2003; Unemori et al., 2004). Este fato pode ser atribuído à menor agressividade do monômero ácido, quando comparado ao ácido fosfórico a 37%, e à interação apenas em nível superficial com a dentina (Van Meerbeek et al., 2011).

A incorporação da *smear layer*, monômeros resinosos, colágeno e minerais à camada híbrida (Hashimoto, 2010) associada à camada superficial de *tags* resinosos criados podem ser os fatores capazes de prevenir a sensibilidade pós operatória que ocorre nos sistemas condicione e lave em virtude da incompleta infiltração nos monômeros resinosos na trama colágena (Carvalho et al., 2005; Peumans et al., 2010). A redução da sensibilidade pós operatória têm aumentado a utilização dos sistemas autocondicionantes na prática clínica (Van Meerbeek et al., 2011).

Após a penetração de um sistema autocondicionante e com o aumento da profundidade atingida, os monômeros ácidos presentes em sua formulação são gradualmente tamponados pelos minerais do substrato, perdendo a sua capacidade de condicionar a dentina (Salz et al., 2006). As características morfológicas da interface adesiva produzida por meio de adesivos autocondicionantes dependem significativamente da maneira como seus monômeros funcionais interagem com o substrato dental (De Munck et al., 2005b). Em parte, dependendo do pH das soluções autocondicionantes, a real profundidade de interação entre este sistema e a dentina pode se diferenciar. Isso porque esses adesivos podem ser classificados quanto ao pH em: “ultra-suave” ($\text{pH} > 2,5$), que promovem uma interação com a dentina em escala nanométrica; “suave” ($\text{pH} \approx 2$), com uma profundidade de interação de cerca de $1\mu\text{m}$; “moderadamente forte” (pH entre 1 e 2) com profunda interação entre 1 e $2\mu\text{m}$ e “forte” ($\text{pH} \leq 1$) que pode atingir alguns micrômetros de profundidade (Van Meerbeek et al., 2011).

Diante de diversos sistemas adesivos que se diferenciam quanto à estratégia de união ao substrato dental e quanto ao número de passos para aplicação clínica, Sarr et al. (2010) realizaram um estudo *in vitro* sobre o desempenho mecânico e ultra-morfológico de 11 sistemas adesivos. Foram estudados dois sistemas do tipo condicione e lave de três passos (Scotchbond Multi-Purpose e Optibond FL), três sistemas condicione e lave de dois passos (Prime&Bond NT, Scotchbond 1 XT e XP Bond), dois autocondicionantes de dois passos (Clearfil Protect Bond e Clearfil SE), e quatro autocondicionantes de um passo (Adper Prompt L-Pop, G-Bond GC, Xeno III e Clearfil S3 Bond). Foram utilizados 55 molares humanos, os quais tiveram as faces oclusais removidas com discos diamantados e a dentina exposta lixada para a padronização da *smear layer*. Os sistemas adesivos foram aplicados segundo a orientação dos fabricantes. Trinta e três espécimes foram confeccionados e

submetidos ao ensaio de microtração e 22 foram avaliados através de microscopia eletrônica de transmissão (MET). Os maiores valores de resistência de união variaram de 11.1 a 63.6 MPa sendo que o maior valor foi obtido com um sistema condicione e lave de três passos (Optibond FL) e o menor com um autocondicionante de um passo (Adper Prompt L-Pop). A análise por MET mostrou diferentes interações entre os sistemas e a dentina principalmente entre os sistemas autocondicionantes. Os autores observaram que o sistema “suave” ($\text{pH} \approx 2$) de dois passos desmineralizou superfície da dentina o suficiente para promover a retenção micromecânica e preservou a hidroxiapatita presente na camada híbrida capaz de promover uma interação química. Os autores concluíram que sistemas adesivos baseados na simplificação de passos clínicos (principalmente os autocondicionantes de um passo) apresentaram performance inferior quando comparados aos sistemas convencionais. Os autores afirmaram que o autocondicionante “suave” de dois passos (Clearfil SE) promoveu uma união química à dentina e reúne uma satisfatória adesão e uma aplicabilidade clínica simplificada.

Outro importante fator que influencia no desempenho dos adesivos autocondicionantes é o monômero funcional existente na solução adesiva e a afinidade de sua estrutura molecular com a hidroxiapatita, que tem como resultado uma significativa interação química (Van Landuyt et al., 2008). Sistemas autocondicionantes do tipo “suave” podem conter os referidos monômeros com alta afinidade pela hidroxiapatita, como por exemplo, o 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) (Yoshihara et al., 2011), porém o condicionamento ácido seletivo em esmalte é recomendado nesses sistemas, visto que neste tecido, a efetividade desses adesivos torna-se superior com esse condicionamento (Van Meerbeek et al., 2011).

Fabricantes lançaram recentemente no mercado sistemas adesivos que possuem em sua composição o monômero 10-MDP. Eles são chamados de “universais” ou “frasco único multiuso” que podem ser utilizados em diferentes estratégias adesivas: como condicione e lave, autocondicionantes ou com condicionamento ácido seletivo apenas em esmalte (Hanabusa et al., 2012; Perdigão et al., 2012). O condicionamento ácido em esmalte recomendado para os sistemas autocondicionantes (Frankenberger et al., 2008; Taschner et al., 2010)

também é sugerido pelos fabricantes deste novo sistema (Mena-Serrano et al., 2013).

Sobre estes novos sistemas, foram publicados estudos imediatos sobre sua morfologia e ensaios de resistência adesiva inicial (Hanabusa et al., 2012; Perdigão et al., 2012; Yoshida et al., 2012). Perdigão et al. (2012) realizaram uma pesquisa com o objetivo de testar *in vitro* a resistência de união e a ultra-morfologia da interface adesiva produzida pelo sistema Single Bond Universal (3M – ESPE), esmalte, dentina e a resina composta. Para o ensaio de microtração, 36 molares humanos hígidos foram distribuídos em seis grupos experimentais: Grupo CSE - Clearfil SE Bond, adesivo autocondicionante de 2 passos (controle autocondicionante), Grupo SBU-SE – Single Bond Universal (SBU), aplicado como adesivo de um passo autocondicionante; Grupo OSLm - OptiBond SOLO Plus (OSL), adesivo de 2 passos do tipo condicione e lave aplicado em dentina úmida (controle condicione e lave), Grupo OSLd – OSL aplicado sobre a dentina seca com jato de ar; Grupo SBU-MTC - SBU aplicado como adesivo de 2 passos condicione e lave sobre dentina úmida; Grupo SBU-Erd - SBU aplicado como adesivo de 2 passos condicione e lave sobre dentina seca com ar. Os dentes foram cortados paralelamente à face oclusal para expor a dentina e após a aplicação do sistema adesivo de acordo com o grupo, foram realizadas restaurações com resina composta (Filtek Z250 -3M ESPE) com três incrementos de 2mm cada. Os espécimes foram seccionados no formato de palitos e submetidos ao ensaio de microtração a uma velocidade de 1mm/minuto. Na avaliação ultra-morfológica, 12 espécimes foram preparados, divididos nos 6 grupos, e processados para a obtenção de micrografias. O grupo OSLm resultou em valores de união médios significativamente mais elevados (63,0 MPa) do que os outros cinco grupos. Os grupos que usaram o sistema SBU não evidenciaram diferenças estatísticas entre si independentemente do tratamento da dentina. Os menores valores médios foram obtidos com CSE (47,2 MPa) e OSLd (50,2 MPa). Na avaliação ultra-morfológica os dois adesivos autocondicionantes mostraram-se semelhantes. Dentina seca não impediu a formação de uma camada híbrida no grupo SBU-ERD, o que diferentemente ocorreu no grupo OSLd. Os autores concluíram que o sistema SBU não foi afetado pela estratégia adesiva utilizada e nem pelo grau de umidade da

dentina. O sistema SBU obteve maiores valores de resistência adesiva que o CSE quando usado como autocondicionante.

Os sistemas adesivos Single Bond Universal e o Clearfil SE possuem em sua composição o monômero 10-MDP, que segundo alguns pesquisadores, é capaz de interagir ionicamente com a hidroxiapatita e quando aplicado na estratégia autocondicionante, ele promove a formação de “nano-camadas” (Yoshihara et al., 2011). Yoshida et al. (2012) propuseram estudar se essa nano-camada realmente se forma sobre a dentina humana ao utilizar os sistemas Single Bond Universal e Clearfil SE. Para a análise ultra-estutural foi utilizada a microscopia eletrônica de transmissão. Os autores observaram que ambos os adesivos revelaram nano-camadas na interface adesiva em diferentes graus dependendo do adesivo, não só no interior da camada híbrida, mas também na camada adesiva particularmente quando usado o Clearfil SE. Os autores observaram que em nano-camadas de duas moléculas de 10-MDP, formava-se o sal MDP-Ca, considerado significativamente estável, o que provavelmente faz com que a interface adesiva fique mais resistente à biodegradação e pode ser a explicação para a documentada longevidade clínica de adesivos que possuem como base o 10-MDP.

Uma situação clínica que comumente gera dúvidas sobre qual estratégia adesiva utilizar diz respeito às lesões cervicais não cariosas (LCNC). Peumans et al. (2007) avaliaram o desempenho clínico de 100 restaurações classe V após 5 anos de sua confecção. Vinte e nove pacientes receberam duas ou quatro restaurações após dois protocolos experimentais aleatoriamente: 1- adesivo autocondicionante “suave” (Clearfil SE, Kuraray) foi aplicado seguindo as instruções do fabricante sobre esmalte e dentina (C-SE não-condicionado); 2- aplicação semelhante do Clearfil SE, porém com condicionamento ácido seletivo (ácido fosfórico a 40%) das margens em esmalte (C-SE condicionado). A eficácia clínica foi registrada em termos de retenção, integridade marginal, descoloração marginal, recidiva de cárie, sensibilidade pós-operatória e preservação da vitalidade dental. Apenas uma restauração do grupo C-SE não-condicionado foi perdida durante os 5 anos. Todas as demais restaurações foram classificadas como clinicamente aceitável. Sinais de deterioração das margens foram observadas em ambos os grupos. O número de restaurações com margens livres de defeitos foi significativamente menor no grupo de C-SE não-condicionado ($p=0,0043$), o qual também apresentou significativamente

maior número de pequenos defeitos nas margens do esmalte ($p=0,0169$). A descoloração marginal superficial aumentou em ambos os grupos, porém foi mais pronunciada no grupo C-SE não-condicionado. Os autores concluíram que o condicionamento adicional das margens da cavidade em esmalte resultou em uma melhor adaptação marginal, no entanto, isto não foi essencial para o desempenho clínico geral das restaurações. Os autores acreditam que a união química ao substrato dentinário testado possa dispensar a utilização do condicionamento ácido em dentina em uma etapa separada.

Mena-Serrano et al. (2013) publicaram um estudo clínico utilizando o sistema Single Bond Universal (SU) nas diferentes estratégias adesivas possíveis. O desempenho clínico deste sistema foi avaliado durante 6 meses em lesões cervicais não cariosas utilizando dois critérios de avaliação, o da Federação Dentária Internacional (FDI) e do Serviço de saúde pública dos Estados Unidos (SSPEUA). Trinta e nove pacientes participaram neste estudo. Duzentas restaurações foram realizadas com a aplicação do sistema adesivo de acordo com quatro grupos: SU-TE m : condicione e lave sobre dentina úmida; SU-TE d : condicione e lave sobre dentina seca; SU-SE et : condicionamento seletivo do esmalte; e SU-SE: autocondicionante. A resina composta Filtek Supreme Ultra (3M ESPE) foi inserida de forma incremental. As restaurações foram avaliadas no início do estudo e após 6 meses usando os dois critérios citados. Quatro restaurações (SU-SE: 3 e SU-TE m : 1) foram perdidas após 6 meses ($p<0,05$ para ambos os critérios). A descoloração marginal ocorreu em uma restauração no grupo SU-SE ($p>0,05$ em ambos os critérios). Apenas 2/200 das restaurações foram classificadas como Bravo (ligeira coloração superficial; pequena trinca clinicamente aceitável e descontinuidade da restauração em forma de “V” no esmalte) para a adaptação marginal usando os critérios do SSPEUA (um para SU-SE e um para SU-SE et , $p>0,05$). No entanto, quando se utilizou o critério da FDI, o percentual de restaurações classificadas como Bravo para a adaptação marginal em 6 meses foram 32%, 36%, 42% e 46% para os grupos SU-TE m , SU-TE d , SU-SE et , e SU-SE, respectivamente ($p>0,05$). Os autores concluíram que o comportamento clínico do adesivo não depende da estratégia adesiva aos 6 meses e que os critérios de avaliação da FDI são mais sensíveis do que os critérios do SSPEUA.

Vários são os aspectos que devem ser considerados em relação à resistência de união e durabilidade da adesão aos tecidos dentais. Estes incluem a heterogeneidade da estrutura dental e sua composição, a hidrofília da dentina exposta, as características do substrato dental após a instrumentação da cavidade (Cardoso et al., 2008) e as características específicas do próprio sistema adesivo, como por exemplo, suas propriedades físicas e sua estratégia de interação com o esmalte e com a dentina (Van Landuyt et al., 2007; Cardoso et al., 2011; Youry et al., 2011).

As características do substrato desempenham um papel importante no mecanismo de adesão e resistência de união, principalmente do substrato dentinário (Jayaprakash et al., 2010). A dentina é um composto biológico complexo, hidratado e com uma microestrutura altamente orientada, dominada pelos túbulos que convergem da junção amelodentinária para a polpa, com a porção mais larga localizada para o tecido pulpar. Este afilamento é o resultado da formação progressiva de dentina peritubular, o revestimento dos túbulos da dentina, o que provoca uma diminuição contínua no diâmetro dos túbulos em direção ao esmalte. A percentagem de dentina intertubular, localizada entre os anéis de dentina peritubular, diminui à medida que a profundidade aumenta. Além disso, o número de túbulos dentinários na dentina profunda constitui 22% da área da superfície em comparação com apenas 1% na dentina superficial perto da junção amelodentinária (Trowbridge et al., 2002).

O maior diâmetro e maior concentração de túbulos dentinários por área em dentina profunda torna o mecanismo de adesão mais crítico do que quando realizado em dentina rasa (Toledano et al., 2003). Na década de 90', era de consenso geral que a resistência de união em dentina rasa evidenciava maiores valores quando comparados aos obtidos em dentina profunda (Tagami et al., 1990). Ainda nesta década, alguns pesquisadores acreditavam que após a evolução dos adesivos, a variação regional da resistência adesiva não mais aconteceria (Pashley et al., 1995).

Em um estudo no ano de 2011, após ensaios de microcisalhamento, os autores relataram não haver diferença estatisticamente significativa na resistência de união após a aplicação de dois sistemas adesivos autocondicionantes (Adper

Scotchbond SE e Xeno IV) em dentina rasa e profunda, porém, quando utilizados sistemas do tipo condicione e lave (Scotchbond-MultiPurpose e XP Bond), houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união entre as dentinas rasa e profunda, sendo que os maiores valores de união foram observados em dentina profunda. Os autores atribuíram este fato à presença de *tags* resinosos também em dentina profunda, após uma avaliação dos espécimes através de microscopia eletrônica de varredura (Yousry et al., 2011).

Acredita-se que outras propriedades mecânicas diretamente relacionadas com a qualidade da adesão, como a dureza e o módulo de elasticidade da camada de adesivo, podem ser influenciadas de acordo com a profundidade dentinária (Pupo et al., 2012). As propriedades mecânicas dos materiais dentários representam um aspecto essencial de seu comportamento, representando a resistência do material frente às cargas mastigatórias (El-Safty et al., 2012). Entre as propriedades mecânicas, aquelas que se baseiam nos princípios de tensão e deformação são de significativa importância, visto que elas exibem como será a deformação resposta de cada material (He; Swain, 2007).

A dureza é uma dessas propriedades mecânicas. Pode ser medida efetuando-se a penetração (endentação) de uma ponta (endentador), com forma geométrica apropriada, na superfície do material a uma carga pré-estabelecida. A carga aplicada pode ser mantida constante por um determinado tempo, após atingir o valor da carga máxima pré-estabelecida no teste. Com o alívio da carga aplicada, após um curto período de tempo a superfície da amostra ensaiada é analisada. Nos ensaios de microdureza esta análise pode ser feita através da técnica de microscopia óptica para determinar visualmente a área da impressão residual. Nesta técnica, a dureza é então definida como a razão entre a carga máxima de penetração e a área medida (Mikowski, 2008).

Para a análise de propriedades mecânicas, a endentação representa uma técnica versátil, com relativa facilidade de execução e que após alguns avanços, passou a permitir a realização de análises não apenas em escalas macro e micro como também em escalas nanométricas (Gouldstone et al., 2007; Oyen; Ko, 2008).

Segundo os idealizadores da nanoendentação, a dureza e o módulo de elasticidade são as propriedades mais estudadas a partir desta técnica e podem ser

mensurados empregando cargas muito reduzidas, resultando em deformações no material em escala nanométrica (Oliver; Pharr, 1992). A nanoendentação se diferencia dos testes antecessores por não necessitar da imagem final obtida pela endentação para determinar as propriedades mecânicas. Elas são obtidas a partir de mensurações de carregamento-deformação capturadas durante o ciclo da endentação que são evidenciadas em forma de gráfico (Mencík et al., 2009). Trata-se de uma técnica de ensaio não destrutivo, havendo possibilidade de realizar um grande número de endentações em um único espécime (Azer et al., 2009).

O penetrador de diamante com a base no formato de um triângulo equilátero de 100° ou 115° , conhecido como Berkovich, é o endentador comumente utilizado nos ensaios de nanoendentação (Guidoni et al., 2009; He; Swain, 2007). Suas dimensões reduzidas permitem a obtenção das propriedades mecânicas de uma região específica do material (Fujisawa; Swain, 2007), podendo ser utilizado em qualquer superfície sólida incluindo materiais poliméricos e biológicos (Schuh, 2006; Mencík et al., 2009). Ver Figuras 2.1 a 2.3.

Figura 2.1- Representação da endentação realizada com o penetrador Berkovich

Adaptado de Oliver e Pharr (1992).

Figura 2.2 – Representação esquemática da obtenção da endentação realizada com o penetrador Berkovich

Na nanoindentação uma carga pré-definida é aplicada (P) até atingir o valor máximo ($P_{\text{máx}}$) e obter a profundidade máxima de penetração ($h_{\text{máx}}$). A profundidade de contato (h_c) é medida enquanto existe o contato entre as superfícies laterais do penetrador e a amostra durante a carga máxima programada. Após o descarregamento, há a recuperação elástica do material e h_r representa a profundidade residual da endentação. Assim a dureza (H) é mensurada pela razão:

$$H = \frac{P_{\text{máx.}}}{\text{Área}}$$

Área

Adaptado de El-Safty et al. (2012)

Figura 2.3 – Representação esquemática do ensaio de nanoindentação através da curva de Carga-Deslocamento

O ensaio passa por quatro fases: (a) carregamento, (b) deslocamento após atingir a carga máxima durante o intervalo de tempo programado, (c) descarregamento e (d) recuperação elástica em carga mínima. S é a rigidez de contato definida a partir de uma tangente na porção superior da curva de descarregamento

Ensaio de nanodureza têm sido realizados em áreas restritas e estreitas, como a interface adesiva, a fim de evidenciar a dureza e o módulo de elasticidade das camadas que compõem esta interface, como a camada de adesivo e a camada híbrida (Hosoya et al., 2007; Yasuda et al., 2008; Pongprueksa et al., 2008; Bengtson, 2010). Diversas são as variáveis testadas com a finalidade de otimizar as propriedades mecânicas da interface de união como por exemplo, o modo passivo ou ativo de aplicação dos sistemas adesivos (Higashi et al., 2009; Pupo et al., 2012), a umidade dentinária mantida previamente à hibridização (Higashi et al., 2009), os diversos sistemas adesivos utilizados (Hosoya et al., 2008; Pongprueksa et al., 2008) assim como diferentes substratos e profundidades dentinárias (Pupo et al., 2012).

Propriedades mecânicas dos próprios sistemas adesivos e da interface envolvida na adesão, ou seja, camada híbrida, dentina e resina composta estão sendo relacionadas à qualidade da adesão, (Yasuda et al., 2008). Desde que a mensuração da dureza foi aceita como um bom indicador do grau de polimerização das resinas compostas, têm sido realizados estudos que utilizam ensaios de dureza para avaliar esta propriedade nos sistemas adesivos (Hass et al., 2011; Silva et al., 2012).

Segundo Takahashi et al. (2002) a dureza representa uma forma indireta de avaliar o grau de conversão dos adesivos resinosos e consequentemente a qualidade da polimerização. Os autores realizaram um estudo com a finalidade de avaliar a resistência de união de quatro sistemas adesivos e correlacionar com as propriedades mecânicas dos sistemas adesivos obtidas através de ensaios de nanoindentação (dureza e módulo de elasticidade). Os pesquisadores afirmaram que, na cavidade oral, outros fatores como as forças oclusais e tensões relacionadas à temperatura durante a função mastigatória afetaria a interface de ligação ao longo do tempo. Porém, sob tais condições, as propriedades mecânicas de sistemas

adesivos desempenham um papel importante para suportar essas tensões. As três propriedades testadas neste estudo indicaram a potencial capacidade dos sistemas adesivos em suportar as tensões de contração após a completa polimerização. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas iniciais dos adesivos podem influenciar na qualidade da interface adesiva em longo prazo, a qual, por sua vez, pode afetar a longevidade das restaurações.

Estudos demonstraram a significativa e positiva influência das propriedades mecânicas dos adesivos na resistência de união entre resina e dentina (Takahashi et al., 2002; Reis et al., 2005). Neste contexto, Hass et al. (2011), utilizaram em sua pesquisa cinco sistemas adesivos autocondicionantes de um passo e buscaram correlacionar os resultados de dureza dos sistemas adesivos e os de resistência adesiva, que foram obtidos através de ensaios de microdureza e microtração respectivamente. Porém não foi observada a correlação positiva.

A mensuração da resistência de união é um dos métodos mais comuns para a avaliação das propriedades adesivas dos materiais restauradores. Vários métodos mecânicos, tais como tração, cisalhamento, microtração, microcisalhamento e flexão são utilizados para avaliar a ligação ao substrato dental (Armstrong et al., 2010; Scherrer et al., 2010). Comparando com os convencionais testes de tração e cisalhamento, os testes de microtração e microcisalhamento permitem a padronização das regiões selecionadas, preservando assim a uniformidade da área a ser testada (El Zohairy et al., 2010).

O ensaio de resistência ao microcisalhamento foi introduzido seguindo uma tendência de realizar pesquisas com espécimes de tamanho reduzido. Para confeccionar o espécime para este ensaio, deve-se planificar o substrato a ser utilizado, como a dentina por exemplo. Sobre o substrato, constrói-se um ou mais microcilindros de 0,5mm de altura, do material a ser deslocado daquela superfície, com auxílio de um tubo plástico. O espécime cilíndrico recebe o carregamento do tipo cisalhamento através de um fio de aço de 0,2mm, localizados o mais próximo possível da interface testada. Além do valor de resistência adesiva que este teste promove o padrão de fratura constantemente é relatado na literatura com o objetivo de comparar os padrões de fratura entre os substratos e materiais testados (Shimada et al., 2003; Senawongse et al., 2004).

Testes de microcisalhamento permitem a análise de pequenas interfaces adesivas de modo que é possível a colagem de diversos tubos na superfície de uma amostra simultaneamente, permitindo assim o preciso mapeamento regional da superfície (Burrow et al., 2008; Armstrong et al., 2010). Este teste é considerado relativamente simples, permite a avaliação da eficiência de sistemas adesivos aplicados em diferentes regiões e profundidades de variados substratos, além de não provocar a destruição do fragmento dental testado (Scherrer et al., 2010).

A concentração da tensão na interface adesiva é muito mais intensa no ensaio de cisalhamento em comparação com o que ocorre nos ensaios de tração (Braga et al., 2010), e o ensaio de microcisalhamento parece ser mais preciso do que o teste de microtração na diferenciação entre a resistência dos adesivos (El Zohairy et al., 2010). Apesar de os ensaios de microtração e microcisalhamento se mostrarem equivalentes quando o objetivo é analisar a união de resinas compostas à dentina (El Zohairy et al., 2010), o teste de microcisalhamento demonstrou em um estudo a vantagem de produzir menos falhas coesivas evitando o desperdício de espécimes (Scherrer et al., 2010).

Uma das etapas durante a confecção dos espécimes para o ensaio de microcisalhamento é a remoção do tubo plástico utilizado para confeccionar as restaurações cilíndricas. Para isso, o operador utiliza um instrumento cortante e deposita sobre ele uma pressão para cortar completamente o tubo para removê-lo. Segundo Andrade et al. (2012), esta pressão pode causar microtrincas no espécime e levar à falha do mesmo precocemente durante o ensaio devido à propagação dessas trincas. Por isso, Andrade et al. (2012) se propuseram a estudar a resistência de união de dois sistemas adesivos (Adper Single Bond 2 e XP Bond) por meio de ensaios de microcisalhamento e avaliar se a manutenção ou a remoção dos tubos para a realização do teste iria influenciar no resultado. Os autores observaram que a remoção dos tubos antes da realização do ensaio de microcisalhamento não influenciou estatisticamente na resistência de união dos dois sistemas adesivos testados.

3 PROPOSIÇÃO

Com a utilização de quatro sistemas adesivos e uma resina composta aderidos à dentina humana de profundidades rasa e profunda, os objetivos deste trabalho foram:

- 1 - Avaliar a dureza da camada de adesivo e da camada híbrida da interface adesiva entre o sistema adesivo e a dentina.
- 2 - Avaliar a resistência de união entre a resina composta e a dentina.
- 3 - Avaliar a correlação entre a dureza da camada de adesivo e da camada híbrida com a resistência de união entre a resina composta e a dentina.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

As variáveis de resposta deste estudo são: a dureza da camada híbrida e camada de adesivo, e a resistência de união de sistemas adesivos. A dureza foi obtida por ensaios de nanodureza através de nanoindentação. A resistência de união foi obtida por ensaios de microcisalhamento. Os fatores de variação compreendem quatro sistemas adesivos (Scotchbond , Adper Single Bond 2, Clearfil SE e Adper Single Bond Universal), sendo dois do tipo condicione e lave e dois utilizados como autocondicionantes, e duas profundidades dentinárias (dentina rasa e dentina profunda). As unidades experimentais foram compostas por 144 fragmentos dentais obtidos a partir de molares humanos, as quais foram distribuídas em oito grupos amostrais para os ensaios de nanodureza, sendo n=6 e oito grupos para os ensaios de microcisalhamento (n=12).

4.2 SELEÇÃO DOS DENTES

O projeto deste estudo foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (CEP-FOUSP) para a sua aprovação parecer: 15606/ 2012 (ANEXO A).

Foram utilizados molares humanos fornecidos pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (ANEXO B). Os dentes foram limpos com curetas periodontais e taça de borracha com pasta de pedra pomes e água e 144 dentes foram selecionados de acordo com o seguinte critério:

- Alterações estruturais: analisadas com auxílio de um microscópio digital com câmera de vídeo (Miview Microscope DM130U) com aumento de 50 vezes para garantir a ausência de rupturas de esmalte e imperfeições dentais.

4.3 OBTENÇÃO DOS FRAGMENTOS DENTAIS

Todos os elementos dentais foram cortados no longo eixo em sentido mésio-distal. Foram selecionadas as 144 metades vestibulares as quais tiveram suas raízes removidas com discos diamantados dupla face (Buehler Ltd., Lake, IL, USA). A parte do fragmento que possuía parte da câmara pulpar foi desgastada até permanecer apenas a parede vestibular da câmara pulpar, com a utilização de lixas d'água de carboneto de silício (Buehler Ltd., Lake, IL, USA) de granulação 180, sob refrigeração e adaptadas em politriz (Ecomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA). Em seguida, o esmalte foi removido por desgaste da mesma forma. Ver Figura 4.1.

Figura 4.1 - Dente cortado no sentido mésio-distal (a) e (b) e fragmentos antes e após a remoção da câmara pulpar e do esmalte vestibular (c)

Neste momento, houve a mensuração da espessura dentinária no sentido vestibulo-lingual com auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brasil). Metade dos fragmentos continuou sendo desgastada na face

vestibular até a obtenção de 2,0mm de espessura para evidenciar uma espessura rasa de dentina enquanto que a outra metade foi desgastada até a espessura de 1,0mm, expondo a dentina profunda (Yousry et al., 2011). Para a determinação das profundidades descritas, foram utilizadas lixas d'água de carboneto de silício nas granulações 240, 400 e 600 durante um minuto a fim de padronizar a camada de esfregaço (Sadr et al., 2007; Burrow et al., 2008; Yousry et al., 2011). Ver Figura 4.2.

Figura 4.2 - Desgaste do esmalte dental em poltriz (a) e mensuração da espessura do fragmento (b) e (c)

4.4 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Para a realização dos procedimentos adesivos os fragmentos foram divididos em 16 grupos amostrais, sendo 8 para ensaios de nanodureza e 8 para os de microcisalhamento. Ver Quadro 4.1.

	NANODUREZA n=6 fragmentos	MICROCISALHAMENTO n=12 fragmentos
Dentina Rasa	Adper Scotchbond Multiuso (MP)	Adper Scotchbond Multiuso (MP)
	Adper Single Bond 2	Adper Single Bond 2
	Clearfil SE Bond	Clearfil SE Bond
	Single Bond (SB) Universal	Single Bond (SB) Universal
Dentina Profunda	Adper Scotchbond Multiuso (MP)	Adper Scotchbond Multiuso (MP)
	Adper Single Bond 2	Adper Single Bond 2
	Clearfil SE Bond	Clearfil SE Bond
	Single Bond (SB) Universal	Single Bond (SB) Universal

Quadro 4.1 – Distribuição dos fragmentos dentais nos grupos amostrais

4.5 ESPÉCIMES PARA O ENSAIO DE ULTRAMICRODUREZA

Os fragmentos foram estabilizados sobre uma placa de cera utilidade para receberem os sistemas adesivos com pincel *microbrush* de acordo com os grupos amostrais seguindo as instruções do fabricante (Quadro 4.3 e Figura 4.3).

Após a fotoativação dos sistemas adesivos, era posicionada no centro da face tratada e 1mm acima da junção amelocementária, uma matriz de polietileno preta bipartida cujo orifício central possui 5mm de diâmetro e 2mm de espessura (Figura 4.4 e 4.5).

Adesivo/ Fabricante/ Lote	Estratégia Adesiva	Composição básica	Instruções de uso
Adper Scotchbond Multiuso 3M ESPE, St. Paul, MN, USA 1213600527 1221500703 1227400006	condicione e lave	Condicionador: ácido fosfórico 35% <i>Primer:</i> água, HEMA e ácido polialcenóico Adesivo: Bis-GMA, HEMA, aminas e fotoiniciadores	Condicionador: aplicar por 15s, lavar por 15s e secar mantendo a umidade. <i>Primer:</i> aplicar e secar por 5s. Adesivo: aplicar e fotoativar por 10s.
Adper Single Bond 2 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil 1213600527 1215300110	condicione e lave	Condicionador: ácido fosfórico 35% Adesivo: etanol, Bis- GMA, HEMA, sílica coloidal, silano, 2- hidroxietilmetacrilato, glicerol1, 3 dimetacrilato, copolímero de ácido acrílico e ácido itacônico e diuretano dimetacrilato.	Condicionador: aplicar por 15s, lavar por 15s e secar mantendo a umidade. Adesivo: aplicar e agitar por 15s. Secar e fotoativar por 10s.
Clearfil SE Bond Kuraray, Kurashiki, Okayama, Japão 202487	autocondicionante	<i>Primer:</i> água, 10-MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, N,N-dietanol- p-toluidino, dl- canforoquinona, Adesivo: 10-MDP, Bis- GMA, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, N,N-dietanol-p-toluidino, dl-canforoquinona e sílica coloidal.	<i>Primer:</i> sobre dentina úmida, aplicar por 20s e secar. Adesivo: aplicar, secar e fotoativar por 10s.
Single Bond Universal 3M ESPE, St. Paul, MN, USA 1302800437	autocondicionante	Álcool, água, sílica tratada com silício, 10- MDP, Bis-GMA, metacrilato de 2- hidroxietila, decaetileno dimetacrilato, copolímero de acrílico e ácido itacônico, canforoquinona, N,N- dimetilbenzocaína, metacrilato de 2- dimetilamonoetilo, metil etil cetona, silano.	Sobre dentina úmida, aplicar por 20s e secar por 5s. Fotoativar por 10s.

Quadro 4.2 – Composição e instrução de uso dos sistemas adesivos estudados

Figura 4.3 – Aplicação do sistema adesivo com *microbrush*

Figura 4.4 – Matriz bipartida

Figura 4.5 – Levando a matriz em posição

Com o auxílio de uma espátula de inserção nº 1 o orifício central era preenchido com a resina composta nanoparticulada Z350 XT (3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) na cor A2 de corpo, em porção única e sobre ela uma tira de poliéster e uma lamínula de vidro (Figuras 4.6 e 4.7). Um peso de 2kg era posicionado sobre o

conjunto durante 15s a fim de padronizar a pressão exercida sobre a resina composta (Figura 4.8). Em seguida era realizada a fotoativação da resina com o fotopolimerizador LED (Elipar Freeligth 2, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) com intensidade de energia de 900 mW/cm² (Figura 4.9).

Figura 4.6 – Inserção da resina composta

Figura 4.7 – Posicionamento da matriz de poliéster e lâminula de vidro

Figura 4.8 – Levando o peso em posição

Figura 4.9 – Fotoativação da resina composta

A matriz bipartida era removida e os espécimes armazenados em água destilada em estufa a 37°C durante 24h (Higashi et al., 2009). Os espécimes foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada (JET autopolimerizante, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil) com o auxílio de matrizes desmontáveis (Figura 4.10 e 4.11).

Figura 4.10 – Espécime após a remoção da matriz

Figura 4.11 – Matriz desmontável

Com disco diamantado dupla face, o bloco obtido era cortado no centro da restauração para a exposição da interface adesiva: camada híbrida e camada de adesivo. Esta interface de interesse era polida em politriz com lixas d'água de carboneto de silício de granulação decrescente (800, 1000, 1200 e 4000) sob refrigeração e com discos de feltro e pasta diamantada (Diamond polishing compound 3µm, Buehler, Ltd., Lake, IL, USA) e assim os espécimes estavam finalizados (Higashi et al., 2009). Ver Figura 4.12.

Figura 4.12 – Corte realizado no centro da restauração (a) e exposição da interface adesiva (b)

Figura 4.13 – Esquematização da obtenção do espécime

4.6. ENSAIO DE NANODUREZA

Após o polimento, os espécimes foram posicionados em uma máquina de teste dinâmico de nanodureza (DUH-W211S, Shimadzu Co., Tokyo, Japan) para obtenção dos valores de dureza. Utilizando a carga máxima de 1mN, foram realizadas 5 endentações no sentido horizontal localizadas em intervalos de 10 μ m ao longo da camada de adesivo e da camada híbrida (Bengtson, 2010), totalizando 10 endentações por espécime. A média dos cinco valores obtidos originava um valor de dureza para cada camada do espécime (Figuras 4.14 a 4.17).

Figura 4.14 – Equipamento DUH-W211S

Figura 4.15 – Espécime sob a lente objetiva de 100X para a determinação do local da endentação

Figura 4.16 – Foco com objetiva de 10X (a) e de 100X (b)

Figura 4.17– Espécime sob o penetrador Berkovich para a realização do ensaio

Figura 4.18 – Esquematização das endentações realizadas

4.7 ESPÉCIMES PARA O ENSAIO DE MICROCISALHAMENTO

Para os espécimes deste ensaio, foi realizada a delimitação da área de adesão previamente à aplicação dos sistemas adesivos (Shimaoka et al., 2011). Os fragmentos dentais recebiam uma fita adesiva dupla face (Scotch, 3M ESPE, Sumaré, SP, Brasil) contendo duas perfurações de 1mm de diâmetro que foram realizadas com perfurador de Ainsworth. Os sistemas adesivos eram aplicados nestas áreas que expunham a dentina correspondente à face vestibular de cada fragmento, seguindo as orientações dos fabricantes (Figuras 4.19 a 4.21).

Anteriormente à fotoativação dos adesivos, tubos cilíndricos plásticos (Becton Dickinson Ind. Cir. Ltda, Juiz de Fora, MG, Brasil) com orifícios centrais de 1mm de diâmetro e altura de 0,5mm, eram posicionados sobre as áreas pré-delimitadas de forma que a luz dos tubos coincidisse com as perfurações da fita, seguido da fotoativação do adesivo com o fotopolimerizador Elipar Freeligth 2 com intensidade de energia de 900 mW/cm² (Figuras 4.22 e 4.23).

Figura 4.19 – Realização das perfurações na fita duplaface

Figura 4.20 – Espécime com a fita duplaface delimitando a área adesiva

Figura 4.21 – Aplicação do sistema adesivo

Figura 4.22 – Posicionamento dos tubos cilíndricos

Figura 4.23 – Polimerização do adesivo

Os tubos eram preenchidos com resina composta Z350 XT seguido da fotoativação por 20s (Elipar Freeligth 2). Os espécimes eram armazenados em água destilada em estufa a 37°C e após 24h, os tubos eram cortados em hemicírculos, com uma lâmina de bisturi nº12 para a sua completa remoção. Desta forma, foram obtidos 12 espécimes por grupo experimental contendo 2 restaurações cilíndricas (Figura 4.24 a 4.26).

Figura 4.24 – Inserção da resina composta

Figura 4.25 – Fotoativação da resina

Figura 4.26 – Espécimes após a remoção dos tubos

4.8 ENSAIO DE MICROCISALHAMENTO

Os espécimes foram fixados no dispositivo específico na máquina de ensaio universal (Instron 5942, Instron Co., Canton, MA, USA) com cola à base de cianocrilato (Loctite 454, Henkel Ltda., Itapevi, SP, Brasil) de forma que os cilindros de resina composta ficassem alinhados à célula de carga. Um fio metálico de 0,2mm de diâmetro envolvia um prolongamento da célula de carga e um dos cilindros de resina simultaneamente. Posteriormente o ensaio de microcislamento era iniciado a uma velocidade de 1mm/min até o deslocamento da resina composta (Burrow et al., 2008) (Figuras 4.27 e 4.28). Apenas um cilindro de cada corpo de prova foi submetido ao ensaio pois o outro cilindro só será destacado após no mínimo seis meses de armazenamento para um estudo futuro. O valor da carga de ruptura era registrado em Newtons (N) e convertido para MPa. O espécime era analisado em microscópio digital com câmera de vídeo com 50 vezes de aumento (Miview Microscope DM130U) para verificar o tipo de fratura e classificá-la como fratura adesiva, fratura coesiva em dentina, fratura coesiva em resina ou fratura mista (Burrow et al., 2008; Yousry et al., 2011).

Figura 4.27 – Instron 5942 (a) com o espécime posicionado. Vista aproximada frontal (b) e lateral(c)

Figura 4.28 – Esquematização do ensaio de microcisalhamento

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi realizado o teste paramétrico análise de variância (ANOVA) dois fatores (sistema adesivo e profundidade dentinária) individualmente para cada variável:

- Resistência adesiva
- Dureza da camada de adesivo
- Dureza da camada híbrida

A ANOVA demonstrou haver as seguintes diferenças estatísticas:

- Na resistência adesiva entre os sistemas adesivos e entre as dentinas rasa e profunda ($p < 0,01$).
- Na dureza da camada de adesivo entre os sistemas adesivos ($p < 0,01$).
- Na dureza da camada híbrida entre dentinas rasa e profunda ($p < 0,01$).

Por tanto, houve a necessidade da realização do teste auxiliar de Tukey com nível de significância de 1% para localizar as diferenças estatisticamente significantes.

Posteriormente foi realizada a análise da relação das variáveis através do teste paramétrico de correlação de Pearson de forma pareada.

5 RESULTADOS

Os resultados originais consistiram de 96 valores de resistência adesiva e 240 valores para as variáveis dureza da camada de adesivo e dureza da camada híbrida.

Cada variável resposta foi avaliada separadamente por meio de ANOVA e teste de Tukey e posteriormente foram realizados testes de correlação de Pearson.

5.1 Resistência adesiva

Os resultados originais consistiam de 96 valores em MPa referentes a 4 sistemas adesivos, 2 profundidades dentinárias e 12 repetições (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 – Resistência adesiva (MPa)

	<i>Scotchbond MP</i>	<i>Single Bond 2</i>	<i>Clearfill SE</i>	<i>SB Universal</i>
Dentina Rasa	27,80	32,34	20,52	38,36
	30,77	33,41	24,54	37,63
	37,45	32,82	29,47	31,75
	27,45	31,68	30,00	29,45
	28,35	26,94	29,68	36,30
	28,15	31,71	35,38	38,72
	26,66	33,64	26,56	27,97
	37,83	27,79	26,96	27,88
	26,78	26,36	28,73	32,01
	27,36	27,94	25,51	33,68
	28,78	37,00	23,57	29,74
	33,13	25,13	30,22	39,54
Dentina Profunda	24,21	28,31	31,56	31,29
	25,07	32,91	25,21	32,38
	27,21	31,18	30,59	25,47
	30,44	25,14	26,54	30,61
	27,92	22,85	29,80	32,36
	30,31	28,01	23,31	27,21
	30,35	20,81	25,70	26,76
	23,00	31,74	24,58	22,14
	30,68	28,12	25,79	30,34
	24,95	26,73	20,56	34,38
	28,19	21,82	26,98	39,52
	21,78	27,50	20,28	28,29

Esses valores foram submetidos à ANOVA (Tabela 5.2), a qual demonstrou haver diferença estatística significativa tanto entre os sistemas adesivos ($F=7,0123$ e $p=0,0005$) quanto entre as profundidades dentinárias ($F=13,5797$ e $p=0,0007$).

Na comparação entre as médias dos grupos pelo teste de Tukey ao nível de 1% ($T=3,62$), pode-se observar que o sistema adesivo SB Universal ($M=31,82\pm4,72$) evidenciou maiores valores de resistência de união e o sistema Clearfil SE ($M=26,75\pm3,73$) os menores. Os sistemas Single Bond 2 ($M=28,83\pm4,07$) e Scotchbond MP ($M=28,53\pm4,61$) não apresentaram diferenças entre si e obtiveram valores intermediários, não se diferenciando nem do maior e nem do menor valor.

A resistência de união na dentina rasa ($M=30,45\pm4,40$) foi maior que em dentina profunda ($M=27,52\pm4,01$). Ver tabela 5.3 e gráfico 5.1.

Tabela 5.2 – ANOVA de dois fatores para a variável resistência adesiva

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	p
Entre Adesivos	318.8160	3	106.2720	7.0123	0.0005
Entre Profundidades	205.8033	1	205.8033	13.5797	0.0007
Interação AxP	13.2011	3	4.4004	0.2904	0.8339
Resíduo	1333.6556	88	15.1552	-	-

Tabela 5.3 – Médias e desvios padrão para a variável resistência adesiva (Mpa)

Profundidade Dentinária	Sistemas Adesivos				Média
	Scotchbond MP	Single Bond 2	Clearfil SE	SB Universal	
Rasa	30,04±3,98	30,56±3,62	27,59±3,85	33,58±4,37	30,45±4,40^A
Profunda	27,00±3,15	27,09±3,87	25,90±3,57	30,06±4,53	27,52±4,01^B
Média	28,53±4,61^{ab}	28,83±4,07^{ab}	26,75±3,73^b	31,82±4,72^a	-

Letras distintas indicam diferença estatística ($p<0,01$). Análise entre colunas (minúsculas) e entre linhas (maiúsculas).

Gráfico 5.1 – Comportamento linear dos valores de resistência adesiva de acordo com os sistemas adesivos e profundidades dentinárias

O padrão de fratura para cada sistema adesivo e de acordo com a profundidade dentinária pode ser observado na tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Padrão de fraturas

Substrato	Dentina Rasa				Dentina Profunda			
Tipo de fratura	A	M	CR	CD	A	M	CR	CD
Scotchbond MP	10	2	0	0	9	3	0	0
Single Bond 2	9	3	0	0	8	4	0	0
Clearfil SE	7	5	1	0	8	4	0	0
SB Universal	7	5	1	0	7	5	0	0

A - adesiva M - mista CR - coesiva em resina CD - coesiva em dentina

5.2 Dureza da camada de adesivo

Foram obtidos 240 valores referentes a 4 sistemas adesivos, 2 profundidades dentinárias, 6 repetições e 5 endentações em cada espécime ($4 \times 2 \times 6 \times 5 = 240$).

Para a análise estatística, foram calculadas as médias das 5 endentações realizadas na camada de adesivo de cada espécime, o que resultou em 48 valores (Tabela 5.5).

Tabela 5.5 – Média dos valores de dureza Berkovich das endentações realizadas na camada de adesivo

	<i>Scotchbond MP</i>	<i>Single Bond 2</i>	<i>Clearfil SE</i>	<i>SB Universal</i>
Dentina Rasa	25,97	18,64	18,01	19,03
	28,20	21,27	19,78	24,35
	23,76	22,76	19,30	21,88
	21,94	20,78	21,02	24,54
	19,10	20,40	20,62	26,88
	21,4	18,54	18,70	22,68
Dentina Profunda	19,84	22,63	19,89	19,17
	21,68	18,80	16,77	24,03
	18,37	19,71	18,24	22,60
	20,10	19,09	19,65	24,50
	21,28	18,84	19,40	20,73
	23,96	19,86	17,88	20,40

Para a comparação entre os grupos foi calculada a ANOVA (Tabela 5.6), a qual demonstrou haver diferença estatística significativa entre os sistemas adesivos ($F=7,6836$ e $p=0,0006$). As médias comparadas entre si pelo teste Tukey ($T=2,79$) demonstraram que os sistemas adesivos SB Universal ($M=22,57 \pm 2,42$) e Scotchbond MP ($M=22,13 \pm 2,89$) não apresentaram diferença entre si e evidenciaram valores de dureza maiores que o Clearfil SE ($M=19,11 \pm 1,23$). O sistema Single Bond 2 ($M=20,11 \pm 1,49$) apresentou valores intermediários e não foi diferente do maior e do menor valor.

Não foi detectada diferença entre as profundidades de dentina ($F=5,0874$ e $p=0,0279$) (Tabela 5.7 e Gráfico 5.2) e na interação sistemas adesivos versus profundidades dentinárias ($F=0,5076$ e $p=0,6833$).

Tabela 5.6 – ANOVA de dois fatores para a variável dureza da camada de adesivo

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	p
Entre Adesivos	97.3877	3	32.4626	7.6836	0.0006
Entre Profundidades	21.4936	1	21.4936	5.0874	0.0279
Interação AxP	6.4341	3	2.1447	0.5076	0.6833
Resíduo	168.9964	40	4.2249	-	-

Tabela 5.7 – Médias e desvios padrão para a variável dureza da camada de adesivo

<i>Profundidade Dentinária</i>	<i>Sistemas Adesivos</i>				Média
	Scotchbond MP	Single Bond 2	Clearfil SE	SB Universal	
Rasa	23,40±3,30	20,40±1,61	19,57±1,14	23,23±2,69	21,65±2,79^A
Profunda	20,87±1,91	19,82±1,45	18,64±1,22	21,91±2,14	20,31±2,03^A
Média	22,13±2,89^a	20,11±1,49^{ab}	19,11±1,23^b	22,57±2,42^a	-

Letras distintas indicam diferença estatística ($p<0,01$). Análise entre colunas (minúsculas) e entre linhas (maiúsculas).

Gráfico 5.2 – Comportamento linear dos valores de dureza Berkovich da camada de adesivo de acordo com os sistemas adesivos e profundidades dentinárias

5.3 Dureza da camada híbrida

Foram obtidos 240 valores referentes a 4 sistemas adesivos, 2 profundidades dentinárias, 6 repetições e 5 endentações em cada espécime ($4 \times 2 \times 6 \times 5 = 240$).

Para a análise estatística foram calculadas as médias das 5 endentações realizadas na camada híbrida de cada espécime, o que resultou em 48 valores (Tabela 5.8).

Tabela 5.8 - Média dos valores de dureza Berkovich das endentações realizadas na camada híbrida

	Scotchbond MP	Single Bond 2	Clearfill SE	SB Universal
Dentina Rasa	39,86	37,39	41,79	45,98
	38,87	38,18	41,38	36,1
	34,53	38,26	35,85	38,67
	41,96	34,42	36,4	41,82
	34,93	34,08	36,16	41,53
	40,85	35,66	36,79	36,27
Dentina Profunda	32,2	32,63	34,52	32,17
	32,78	30,75	33,52	34,74
	35,01	35,3	32,6	32,38
	31,07	32,57	31,18	37,48
	36,25	30,38	33,8	31,23
	33,66	33,76	33,73	30,35

A ANOVA (Tabela 5.9) demonstrou não haver diferença estatística significativa entre os sistemas adesivos ($F=1,5208$ e $p=0,2228$). Porém, foram detectadas diferenças entre as profundidades de dentina, sendo que a camada híbrida em dentina rasa ($M=38,23\pm3,08$) apresentou maior dureza que a camada híbrida em dentina profunda ($M=33,09\pm1,85$). Ver tabela 5.10 e gráfico 5.3.

Tabela 5.9 – ANOVA de dois fatores para a variável dureza da camada híbrida

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	p
Entre Adesivos	28.7076	3	9.5692	1.5208	0.2228
Entre Profundidades	318.6306	1	318.6306	50.6389	0.0001
Interação AxP	16.4029	3	5.4676	0.8690	0.5324
Resíduo	251.6884	40	6.2922	-	-

Tabela 5.10 – Médias e desvios padrão para a variável dureza da camada híbrida

<i>Profundidade Dentinária</i>	<i>Sistemas Adesivos</i>				Média
	Scotchbond MP	Single Bond 2	Clearfil SE	SB Universal	
Rasa	38,50±2,83	36,33±1,87	38,06±2,75	40,06±3,80	38,23±3,08^A
Profunda	33,50±1,90	32,57±1,84	33,23±1,18	33,06±2,62	33,09±1,85^B
Média	36,00±3,58^a	34,45±2,65^a	35,64±3,23^a	36,56±4,80^a	-

Letras distintas indicam diferença estatística ($p < 0,01$). Análise entre colunas (minúsculas) e entre linhas (maiúsculas).

Gráfico 5.3 – Comportamento linear dos valores de dureza Berkovich da camada híbrida de acordo com os sistemas adesivos e profundidades dentinárias

5.4 Análise de Correlação

Para avaliar a possível correlação entre as variáveis, foi realizado o teste de Pearson com as médias dos 8 grupos em cada variável, correlacionando duas a duas (Quadro 5.1).

Variáveis	Correlação	p	r
RA X DZ AD	Direta	p=0,0160	r=0,8046
RA X DZ CH	Não há correlação	p=0,0994	r=0,6222
DZ AD X DZ CH	Não há correlação	p=0,0967	r=0,6261

Quadro 5.1 – Teste de correlação de Pearson

Os testes demonstraram haver correlação direta entre a resistência de união e a dureza da camada de adesivo (Gráfico 5.4).

Gráfico 5.4 – Ilustração da dispersão da variável dureza da camada de adesivo em função da resistência adesiva

6 DISCUSSÃO

O conceito de Odontologia minimamente invasiva foi precursor dos constantes incentivos tecnológicos que modificam a dentística restauradora moderna. As restaurações em resina composta tendem a cumprir os requisitos de uma técnica mais conservadora e estética, porém a sua longevidade clínica ainda é uma questão estudada, principalmente devido à degradação da interface adesiva ao longo do tempo (De Munck et al., 2005a). Clinicamente, a principal causa do fracasso dessas restaurações está relacionada com a ocorrência de infiltração marginal, que eventualmente leva à descoloração nas margens restauradoras, cáries secundárias e o consequente deslocamento precoce da restauração (Gaengler et al., 2004; Opdam et al., 2004; Martins et al., 2008). Isto obriga o cirurgião-dentista a substituir as restaurações em intervalos de tempo relativamente curtos (Cardoso et al., 2011).

A forma com que os sistemas adesivos se relacionam com as estruturas dentais e as características das interfaces adesivas criadas precisam ser conhecidas. Pesquisar laboratorialmente as propriedades mecânicas dessas interfaces é uma forma de caracterizar e estimar o prognóstico das restaurações.

A introdução de novos sistemas, os chamados de “universais”, serve de estímulo para novas pesquisas e a comparação do desempenho de um novo sistema com aqueles que já comprovaram satisfatória durabilidade clínica torna-se inevitável. Para o presente estudo foram selecionados dois sistemas adesivos do tipo condicione e lave, que possuem propriedades conhecidas e satisfatórias (Sarr et al., 2010; Cardoso et al., 2011; Muñoz et al., 2013) e um sistema autocondicionante considerado “padrão ouro” (Perdigão et al., 2012) para compará-los com um sistema universal utilizado com a estratégia autocondicionante.

Apesar de os sistemas universais poderem ser aplicados com o condicionamento ácido prévio, com condicionamento ácido seletivo ou seguindo a estratégia autocondicionante, esta última foi escolhida porque o substrato estudado na presente pesquisa foi a dentina. A abordagem autocondicionante sobre a dentina tem demonstrado elevados valores de resistência de união das resinas compostas sobre este substrato (Okada et al., 2009; Hashimoto et al., 2010). O direcionamento

das pesquisas recentes sugere a não realização do condicionamento ácido na dentina por ser considerada uma manobra agressiva, ao expor uma grande quantidade de fibras colágenas que podem ficar vulneráveis e ter como consequência a degradação da interface (Van Meerbeek et al., 2011). Outro motivo é a utilização de uma técnica com reduzidas etapas clínicas, o que torna o procedimento mais rápido e menos sensível, ao eliminar a lavagem e a secagem após condicionamento ácido.

Entre os possíveis testes que avaliam a resistência da adesão, testes de microcissalhamento permitem a análise de pequenas interfaces adesivas de modo que é possível a colagem de diversos tubos na superfície de uma amostra simultaneamente, permitindo assim o preciso mapeamento regional da superfície (Burrow et al., 2008; Armstrong et al., 2010). A possibilidade de selecionar exatamente a área que se deseja testar e trabalhar com fragmentos dentais de espessuras reduzidas foi um fator importante para a utilização do ensaio de microcissalhamento na presente pesquisa, pois um dos objetivos do estudo foi observar se a utilização de substratos dentinários de diferentes profundidades influenciaria o desempenho dos sistemas adesivos quanto à resistência de união e a dureza. No presente estudo, apenas dois espécimes apresentaram fraturas coesivas em dentina, havendo a predominância de fraturas adesivas e mistas, representando uma vantagem do ensaio de microcissalhamento.

O sistema Single Bond Universal foi o que apresentou os maiores valores de resistência adesiva, não apresentando diferença estatística em relação aos sistemas do tipo condicione e lave Scotchbond MP e Single Bond 2. O sistema Clearfil SE evidenciou valores inferiores estatisticamente. De Munck et al. (2013) também observaram o novo sistema universal obtendo os maiores valores de resistência adesiva em ensaios de microtração, porém estatisticamente, não foi detectada diferença quando comparado a sistemas de estratégias adesivas distintas, o Optibond FL (condicione e lave) e o Clearfil SE (autocondicionante).

Apesar de no presente estudo o sistema Clearfil SE ter apresentado resistência adesiva inferior, ele tem evidenciado resultados satisfatórios quanto à efetividade de união e durabilidade quando comparado com outros sistemas autocondicionantes, tanto em pesquisas laboratoriais quanto em clínicas (Toledano

et al., 2001; Peumans et al., 2007; Peumans et al., 2010). Nesses estudos, o bom desempenho tem sido atribuído ao seu monômero funcional 10-MDP, que apesar de promover uma desmineralização reduzida ($\text{pH} \approx 2,0$ - “suave”) é capaz de proporcionar efetivas propriedades adesivas (Yoshihara et al., 2011). Acredita-se que este monômero é absorvido pela hidroxiapatita e ao se estabelecer em uma camada superficial promove simultaneamente a descalcificação da hidroxiapatita. O resultado desta interação forma um sal (Ca-10-MDP) considerado hidroliticamente estável. Dessa forma, a afinidade com a hidroxiapatita é capaz de estabelecer uma forte ligação química, que associada aos monômeros resinosos enriquecidos com partículas de carga, exibem satisfatórias propriedades mecânicas quando polimerizados (Sadek et al., 2008).

O sistema Single Bond Universal também possui o 10-MDP em sua composição, porém em menor quantidade quando comparado ao Clearfil SE, entretanto ele possui silano e o copolímero ácido poliacrílico. Este copolímero é o mesmo encontrado no cimento de ionômero de vidro (Vitrebond – 3M ESPE) capaz de estabelecer uma ligação química com as moléculas de cálcio presentes nos cristais de hidroxiapatita. Assim, na presente pesquisa, os superiores valores de resistência adesiva do sistema universal foram atribuídos a esta dupla ligação química, e à esperada união micro-mecânica após a descalcificação dentinária seguida da penetração dos monômeros resinosos. Este estudo corrobora com Perdigão et al. (2012) que também obteve valores de resistência de união estatisticamente superiores quando usado o sistema Single Bond Universal na estratégia autocondicionante em comparação com os valores obtidos pelo sistema Clearfil SE.

Outro grupo de pesquisadores testou o sistema Single Bond Universal quanto à sua resistência de união à dentina humana em ensaios de microtração. Como resultado, tanto o sistema Clearfil SE quanto o sistema Single Bond 2, foram superiores estatisticamente quando comparados com o sistema universal. Os autores sugeriram que os monômeros 10-MDP e o copolímero ácido poliacrílico podem disputar os sítios de ligação com o cálcio da hidroxiapatita (Yoshida et al., 2012) e o copolímero pode evitar a aproximação à dentina do 10-MDP durante a polimerização devido ao seu maior peso molecular, sendo esses os motivos para uma redução dos valores de união do sistema universal (Muñoz et al., 2013). Quanto

ao sistema Scotchbond MP, o mesmo apresentou valores satisfatórios ao ter um desempenho semelhante ao Single Bond Universal. Porém, Sarr et al. (2010) observaram valores intermediários de resistência adesiva ao utilizar o Scotchbond MP e compará-lo a outros dez sistemas e ressaltaram que o fato de ele não possuir partículas de carga pode ter influenciado na resistência de união em ensaios de microtração.

A literatura evidencia alguns fatores que influenciam nas propriedades mecânicas dos materiais dentários adesivos. A heterogeneidade da estrutura dental e sua composição, a hidrofília da dentina exposta e as características do substrato dental após a instrumentação da cavidade (Van Meerbeek et al., 2003; Cardoso et al., 2008) são citados na literatura como fatores determinantes para a resistência de união de restaurações ao tecido dental. Por isso, para o presente estudo, foram selecionados substratos correspondentes a duas profundidades dentinárias simulando duas situações clínicas.

Interfaces adesivas obtidas em resina rasa mostraram maiores valores de resistência adesiva quando comparados aos obtidos em dentina profunda. Esses achados corroboram com um estudo anterior que, ao testar a resistência de união de resinas compostas por meio de ensaios de microcissalhamento utilizando diferentes sistemas adesivos, foi observado que, além de a resistência adesiva diminuir com o aumento da profundidade dentinária, ela também diminuía quando os túbulos dentinários possuíam orientação perpendicular à superfície adesiva (Adebayo et al., 2008). Segundo Jayaprakash et al. (2010), a compreensão da dinâmica micromorfológica e fisiológica da dentina representa um desafio para a colagem. A estrutura heterogênea de dentina torna a união a ela mais difícil, gerando resultados conflitantes sobre a qualidade dos procedimentos adesivos quando aplicado à dentina superficial ou profunda (Garcia et al., 2009).

Segundo Pupo et al. (2012), a profundidade dentinária influencia nas propriedades mecânicas (nanodureza e módulo de elasticidade) da camada de adesivos. Diferentemente, no presente estudo não foi detectada diferença na dureza do adesivo quando utilizados sobre as dentinas rasa e profunda, assim como na interação sistemas adesivos versus profundidades de dentina. Entretanto, quando as durezas das camadas híbridas foram avaliadas, foi detectada diferença

estatisticamente significativa entre as profundidades de dentina, sendo que a camada híbrida em dentina rasa apresentou maior dureza que a camada híbrida em dentina profunda. Esta diferença provavelmente está relacionada às distintas composições estruturais entre uma dentina rasa e profunda, de forma que, o número de túbulos dentinários na dentina profunda constitui 22% da área da superfície em comparação com apenas 1% na dentina superficial perto da junção dentinária (Trowbridge et al., 2002), ocasionando diferenças na composição das camadas híbridas.

A dureza é considerada uma importante propriedade mecânica dos materiais (El-Safty et al., 2012), fazendo com que estudos busquem formas de otimizar essas propriedades nas camadas de sistemas adesivos (Higashi et al., 2009; Pupo et al., 2012). A literatura sugere a realização de ensaios de nanodureza em áreas restritas e estreitas como a interface adesiva a fim de evidenciar a dureza das camadas que compõem esta interface, como a camada de adesivo e a camada híbrida (Hosoya et al., 2007; Yasuda et al., 2008; Pongprueksa et al., 2008).

Quando os valores de dureza dos sistemas adesivos foram comparados, o SB Universal e o Scotchbond MP não apresentaram diferença entre si e evidenciaram valores de dureza maiores que o Clearfil SE. O sistema Single Bond 2 apresentou valor intermediário, não sendo diferente do maior nem do menor valor. Os sistemas adesivos SB Universal e Clearfil SE foram utilizados como sistemas autocondicionantes, portanto podem ser utilizados seguindo o mesmo mecanismo de formação das camadas híbrida e camada de adesivo. Mesmo assim foi detectada diferença estatística no comportamento desses dois sistemas para a variável dureza da camada de adesivo. Esse fato mostra que o modo de atuação do sistema adesivo não é o único fator responsável pelas características de resistência adesiva e das propriedades de dureza. Acredita-se que fatores como a composição química, o grau de polimerização atingido e as propriedades mecânicas do próprio sistema possam exercer significativa influência na qualidade e durabilidade da interface dente/restauração, e esta é uma tendência observada nas pesquisas recentes. Por exemplo, autores afirmam que o desempenho dos adesivos autocondicionantes está relacionado significativamente com o tipo de monômero contido no adesivo, sua estrutura molecular e sua afinidade com a hidroxiapatita (Van Landuyt et al., 2008; Van Meerbeek et al., 2011).

Um grupo de pesquisadores estão estudando exatamente a modificação da composição dos adesivos e análise das propriedades mecânicas dos adesivos modificados para obter melhorias na adesão ao elemento dental. Foi relatada a incorporação de hidroxiapatita em um formato nanoestrutural de diferentes concentrações em um sistema experimental à base de Bis-GMA, triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) e HEMA o qual foi avaliado quanto à radiopacidade, grau de conversão, resistência flexural, microdureza e microcisalhamento. Os pesquisadores concluíram que a incorporação de 2% desta molécula nanoestrutural de hidroxiapatita apresentou os melhores resultados (Leitune et al., 2013a). Outro estudo deste grupo testou a incorporação de *niobium pentoxide* a um adesivo experimental e ao avaliar a microdureza, grau de conversão, radiopacidade e a caracterização da interface adesiva com micro-Raman, concluíram que o composto inserido pode ser usado como uma alternativa na composição de adesivos resinosos (Leitune et al., 2013b).

O satisfatório selamento de restaurações em resina composta associadas a sistemas adesivos está relacionado à capacidade de o material resistir a esforços mecânicos imediatos e tardios devido às ações do sistema estomatognático (Breschi et al., 2008). Por isso pesquisas são realizadas com o objetivo de analisar se há a correlação entre as propriedades mecânicas dos materiais e a resistência de união aos tecidos dentais. No presente estudo, ao realizar a correlação dois a dois entre a resistência de união e a dureza das camadas estudadas, foi observada uma correlação direta entre a resistência de união e a dureza da camada de adesivo. Portanto, torna-se importante salientar que na presente pesquisa o sistema que apresentou os maiores valores de dureza da camada de adesivo foi o que apresentou os maiores valores de resistência adesiva.

Um fator que pode estar relacionado a essas observações é o solvente encontrado nos sistemas adesivos. Segundo alguns autores, a evaporação do solvente proporciona melhorias em algumas propriedades mecânicas aos sistemas adesivos (Sadr et al., 2007). O fato de o sistema SB Universal possuir em sua composição água e etanol sugere que o etanol pode viabilizar uma maior evaporação do solvente quando comparado ao Clearfil SE que possui apenas a água como solvente incorporado ao *primer* ácido. A evaporação do solvente é etapa fundamental para favorecer um maior grau de conversão durante a polimerização do

sistema adesivo, tanto que, uma das manobras clínicas que deve ser seguida durante o protocolo restaurador é a aplicação ativa do sistema para a evaporação do solvente principalmente caso o mesmo seja a água (Reis et al., 2013).

Mais estudos sobre as propriedades mecânicas dos novos sistemas adesivos e sua relação com a resistência adesiva simulando diferentes situações clínicas devem ser realizados para dar um melhor direcionamento quanto à utilização desses sistemas, visto que, o mecanismo de ação para a formação da interface adesiva parece não ser o fator determinante para a seleção de um sistema na prática clínica.

7 CONCLUSÕES

Baseando-se na metodologia utilizada e nos resultados apresentados nesta pesquisa é possível concluir que:

1. Analisando a interface adesiva entre resina composta e dentina, as camadas de adesivo apresentaram valores de dureza diferentes de acordo com cada sistema, porém, não foram influenciados pela profundidade da dentina. A dureza da camada híbrida foi influenciada pela profundidade do substrato, de forma que maiores valores de dureza foram observados na camada híbrida composta por dentina profunda.
2. Ao avaliar a resistência adesiva, tanto o sistema adesivo utilizado quanto a profundidade dentinária influenciaram nos resultados. O sistema SB Universal foi o mais efetivo e o Clearfil SE o que apresentou menor efetividade. Os sistemas Scotchbond MP e o Single Bond 2 apresentaram desempenho intermediário.
3. Foi observada uma correlação direta entre a dureza da camada de adesivo e a resistência adesiva.

REFERÊNCIAS¹

Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bonding of one-step and two-step self-etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. *Acta Odontol Scand*. 2008;66:159–68.

Akimoto N, Takamizu M, Momoi Y. 10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system. *Oper Dent* 2007;32:3–10.

Andrade AM, Garcia E, Moura SK, Reis A, Loguercio A, Silva LM, Pimentel GH, Grande RH. Do the microshear test variables affect the bond strength values? *Int J Dent*. 2012;2012:618960. doi: 10.1155/2012/618960.

Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of ‘micro’ bond strength test methods. *Dent Mater*. 2010; 26(2)50–62.

Azer SS, Machado C, Sanchez E, Rashid R. Effect of home bleaching systems on enamel nanohardness and elastic modulus. *J Dent*. 2009;37(3):185-190.

Bengtson CRG. Estudo in vitro d influência da dureza e módulo de elasticidade de sistemas adesivos na resistência de união à dentina humana [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. Bonding to dentin, enamel, and fluorapatite improved by the use of a surface-active comonomer. *J Dent Res*. 1965 Sep-Oct;44(5):906-11.

Braga PR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*. 2010;26:e38–e49.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E, et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24:90–101.

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.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Buonocore M, Brudevold F, Wileman W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res*. 1956 Dec;35(6):846-51.

Burrow MF, Kitasako Y, Thomas CP, Tagami J. Comparison of enamel and dentin microshear bond strengths of a two-step self-etching priming system with five all-in-one adhesives. *Oper Dent*. 2008;33:456–60.

Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater*. 2008;24:492–501.

Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. 2011; 56:(1 Suppl): 31–44.

Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, et al. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials*. 2005;26:1035–42.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005a;84:118–132.

De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*. 2005b;30:39–49.

De Munck J, Luehrs AK, Poitevin A, Van Ende A, Van Meerbeek B. Fracture toughness versus micro-tensile bond strength testing of adhesive-dentin interfaces. *Dent Mater*. 2013 Jun;29(6):635-44.

El-Safty S, Akhtar R, Silikasa N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater*. 2012;28:1292-1300.

El Zohairy AA, Saber MH, Abdalla AI, Feilzer AJ. Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel,” *Dent Mater*. 2010; 26(9):848–854.

Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater*. 2009;25:1187–94.

Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent*. 2008 Oct;10(5):339-44.

Fujisawa N, Swain MV. On the indentation contact area of a creeping solid during constant-strain-rate loading by a sharp indenter. *J Mater Res*. 2007;22:893–9.

Fusayama T, Iwaku M, Kurosaki N, Nakamura M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*. 1979; 58(4):1364-70.

Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations: a 10-year report. *J Oral Rehabil*. 2004;31:991-1000.

Gamborgi GP, Loguercio A, Reis A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin–dentin bonds. *J Dent*. 2007;35:371–6.

Garcia EJ, Gomes OM, Gomes JC. In vitro analysis of bond strength of self-etching adhesives applied on superficial and deep dentin. *Acta Odontol Latinoam*. 2009;22:57–62.

Gouldstone A, Chollacoop N, Dao M, Li J, Minor AM, Shen YL. Indentation across size scales and disciplines: recent developments in experimentation and modeling. *Acta Materialia* 2007;55:4015–39.

Guidoni GM, He LH, Schöberl T, Jäger I, Dehm G, Swain MV. Influence of the indenter tip geometry and environment on the indentation modulus of enamel. *J Mater Res*. 2009;24:616–25.

Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, et al. Bonding effectiveness of a new “multi-mode” adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 2012;40:475–84.

Hashimoto M. A review—micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventional solutions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;92:268–80.

Hashimoto M, Fujita S, Nagano F, Ohno H, Endo K. Ten-years degradation of resin-dentin bonds. *Eur J Oral Sci*. 2010; 118:404-10.

Hass V, Folkuenig, Reis Alessandra, Loguercio. Influence of adhesive properties on resin-dentin bond strength of one-step self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2011;13(5):417-424.

He LH, Swain MV. Nanoindentation derived stress–strain properties of dental materials. *Dent Mater*. 2007;23:814–21.

Higashi C, Michel MD, Reis A, Loguercio AD, Gomes OMM, Gomes JC. Impact of Adhesive Application and Moisture Determined by the Nano-indentation Technique. *Oper Dent*. 2009; 34(1):51-57.

Hosoya Y, Tay FR, Miyazaki M, Inoue T. Hardness and elasticity of sound and caries-affected primary dentin bonded with one-step self-etch adhesive. *Dent Mater J*. 2007;26:493–500

Hosoya Y, Tay FR, Miyakoshi S, Pashley DH. Hardness and elasticity of caries-affected and sound primary tooth dentin bonded with 4-META one-step self-etch adhesives. *Am J Dent*. 2008 Aug;21(4):223-8.

Jayaprakash J, Srinivasan MR, Indira R. Evaluation of the effect of surface moisture on dentinal tensile bond strength to dentine adhesive: An in vitro study. *J Conserv Dent*. 2010;13:116–8.

Leitune VC, Collares FM, Trommer RM, Andrioli DG, Bergmann CP, Samuel SM. The addition of nanostructured hydroxyapatite to an experimental adhesive resin. *J Dent*. 2013a Apr;41(4):321-7.

Leitune VC, Collares FM, Takimi A, de Lima GB, Petzhold CL, Bergmann CP, Samuel SM. Niobium pentoxide as a novel filler for dental adhesive resin. *J Dent*. 2013b Feb;41(2):106-13.

Loguercio AD, Moura SK, Pellizzaro A, Del-Bianco K, Patzlaff RT, Grande RHM, Reis A. Durability of enamel bonding using two-step self-etch systems on ground and unground enamel. *Oper Dent*. 2008;33(1):79–88.

Martins GC, Franco APGO, Godoy EP, Maluf DR, Gomes JC. Adesivos dentinários. *RGO*. 2008;56(4):429-436.

Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD, Perdigão J. A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent*. 2013 Feb;25(1):55-69.

Mencić J, He LH, Swain MV. Determination of viscoelastic-plastic material parameters of biomaterials by instrumented indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009;2:318–25.

Mikowski A. Propriedades nanomecânicas e processos de fratura de materiais lamelares [tese]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná, Setor de Ciências Exatas; 2008.

Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Louguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 2013; 41:404-11.

Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int*. 1982;23(2):135-41.

Okada H, Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Micro-shear Bond strength of current one-step adhesives to cementum and dentin. *Am J Dent*. 2009;22:259-63.

Oliver WC, Pharr GM. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *J Mater Res*. 1992;7:1564–83.

Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM. Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent*. 2004;32:379–83.

Oyen ML, Ko CC. Indentation variability of natural nanocomposite materials. *J Mater Res*. 2008;23:760–7.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond strength versus dentine structure: A modelling approach. *Arch Oral Biol* 1995;40:1109–18.

Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*. 2004;83:216–21.

Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011;27:135-41

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005;21:864–81.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Five-year clinical effectiveness of a two-step-self-etching. *J Adhes Dent*. 2007;9:7-10.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*. 2010;26:1176–84.

Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am*. 2007;51:333–57

Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc*. 2003;134:1621–9.

Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent*. 2012;25:153–8.

Pereira GDS, Sabóia VP, Cordeiro NPA, Saito SK, Paulillo LAMS. A Odontologia adesiva e suas aplicações clínicas. *Rev Bras Odont*. 1999; 56(3):112-6.

Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces. *Dent Mater*. 2008 Aug;24(8):1102-6.

Pupo YM, Michél MD, Gomes OMM, Lepienski CM, Gomes JC. Effect of the regional variability of dentinal substrate and modes of application of adhesive systems on the mechanical properties of the adhesive layer. *J Conserv Dent*. 2012 Apr-Jun; 15(2): 132–6.

Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio A. Overview of Clinical Alternatives to Minimize the Degradation of the Resin-dentin Bonds. *Oper Dent*. 2013 Mar 25. [Epub ahead of print].

Reis A, Grand V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues Accorinte M de L, Loguercio AD. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent*. 2005;33:549-559.

Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, et al. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent*. 2007; 9:537–45.

Sadek FT, Calheiros FC, Cardoso PE, Kawano Y, Tay F, Ferrari M.. Early and 24-hour bond strength and degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Am J Dent*. 2008;21:30–4.

Sadr A, Shimada Y, Lu H, Tagami J. The viscoelastic behavior of dental adhesives: a nanoindentation study. *Dent Mater*. 2009; 25(1):13-9.

Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems. *Dent Mater*. 2007 Sep;23(9):1114-9.

Salz U, Mucke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH. pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *J Adhes Dent* 2006;8:143–50.

Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res*. 2006;85:11–4.

Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, et al. Microtensile Bond Strength and Interfacial Characterization of 11 Contemporary Adhesives Bonded to Bur-cut Dentin. *Oper Dent*. 2010;35(1):94-104.

Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*. 2010; 26(2):78–93.

Schuh CA. Nanoindentation studies of materials. *Mater Today*. 2006;9:32–40.

Senawongse P, Harnirattisai C, Shimada Y, Tagami J. Effective Bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Oper Dent*. 2004;29(2):196-202.

Shimada Y, Iwamoto N, Kawashima M, Burrow MF, Tagami J. Shear Bond strength of current adhesive systems to enamel, dentin and dentin-enamel junction region. *Oper Dent*. 2003;28(5):585-90.

Shimaoka AM, Andrade AP, Cardoso MV, de Carvalho RCL. The importance of adhesive area delimitation in a microshear bond strength experimental design. *J Adhes Dent* 2011;13(4):307-14.

Silva SM, Malacarne-Zanon J, Carvalho RM, Alves MC, De Goes MF, Anido-Anido A, Carrilho MR. Effects of potassium oxalate on knoop hardness of etch-and-rinse adhesives. *Oper Dent*. 2012 Jul-Aug;37(4):356-62.

Soares FZM. Estudo comparativo de sistemas adesivos de fabricação nacional e importados: resistência de união à dentina, resistência à tração e micromorfologia [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de São Paulo; 2007.

Spazzin AO, Carlini Júnior B, Moraes RR, Mesquita MF. Adesão à dentina úmida e seca: resistência de união à microtração e infiltração marginal. *Rev Odontol UNESP*. 2008; 37(1): 91-6.

Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater*. 1990;6:45–50.

Takahashi A, Sato Y, Uno S, Pereira PNR, Sano H. Effects of mechanical properties of adhesives on bond strength to dentin. *Dent Mater*. 2002;18:263-8.

Taschner M, Nato F, Mazzoni A, Frankenberger R, Krämer N, Di Lenarda R, et al. Role of preliminary etching for one-step self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci*.. 2010 Oct;118(5):517-24.

Teruya JI, Corrêa, MSNP. Adesão à estrutura dental. In: Corrêa MSNP. *Odontopediatria na primeira infância*. São Paulo: Santos; 2001. p. 413-29.

Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent*. 2001;14:205–10.

Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent*. 2003;16:292–8.

Trowbridge H, Kim S, Suda H. Structure and functions of dentin and pulp complex. In: Cohen S, Burns RC. *Pathways to the Pulp*. St Louis: Mosby, 2002:411–55.

Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *Am J Dent*. 2004;17:191–5.

Vaidyanathan M, Sheehy EC, Gilbert SC, Beighton D. Antimicrobial properties of dentine bonding agents determined using in vitro and ex vivo methods. *J Dent*. 2009;37:514–21.

van Dijken JW, Sunnegardh-Gronberg K, Lindberg A. Clinical long-term retention of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-carious cervical lesions. A 13 years evaluation. *Dent Mater*. 2007;23:1101–7.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28:3757–85.

Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, et al. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res*. 2008;87:757–61.

Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch and rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*. 2003; 28: 647–60.

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Van Landuyt K, et al. In: Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, eds. *Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach*. 3rd edn. Chicago: Quintessence Publishing; 2006:183–260.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27:17-28.

Yasuda G, Inage H, Kawamoto R, Shimamura Y, Takubo C, Tamura Y, et al. Changes in elastic modulus of adhesive and adhesive-infiltrated dentin during storage in water. *J Oral Sci*. 2008 Dec;50(4):481-6.

Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Van Meerbeek B. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive Interface. *J Dent Res*. 2012; 91(4):376-81.

Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Irie M, Ogawa T, et al. Nano-layering of phosphoric-acid ester monomer at enamel and dentin. *Acta Biomaterialia* 2011; 7:3187-3195.

Yousry MM, EINaga AA, Hafez RM, El-Badrawy W. Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quint Inter*. 2011; 42(9):96-106

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde

Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

PROJETO DE PESQUISA

Título: Análise da dureza, módulo de elasticidade e força adesiva na área de união utilizando diferentes estratégias adesivas e substratos dentários em função do tempo.

Pesquisador: Margareth Oda **Versão:** 1

Instituição: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo **CAAE:** 02543312.9.0000.0075

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 15606

Data da Relatoria: 25/05/2012

Apresentação do Projeto:

Este estudo se propõe a avaliar in vitro o efeito da variação da profundidade do substrato dentinário na dureza e módulo de elasticidade da área adesiva em dois momentos distintos, utilizando dois sistemas adesivos precedidos por condicionamento ácido e um sistema adesivo autocondicionante. Posteriormente, serão realizados testes de microcisalhamento a fim de observar a resistência adesiva obtida em cada grupo.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo é avaliar in vitro o efeito da variação da profundidade do substrato dentinário na dureza da interface adesiva após utilização de sistemas adesivos precedido por condicionamento ácido de 1 e 2 passos e um sistema adesivo autocondicionante; nos tempos de 24h e 6 meses de armazenamento.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Não há riscos na pesquisa proposta.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa irá utilizar dentes humanos, cedidos pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, com carta de autorização já anexada ao processo.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os documentos de apresentação obrigatória estão anexados e corretos.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final ao término do trabalho. Qualquer modificação do projeto original deve ser apresentada a este CEP, de forma objetiva e com justificativas, para nova apreciação. O Banco de Dentes Humanos da FOUSP é considerado pela CONEP um Biobanco, portanto segundo a Resolução CNS Nº 441 a partir do dia 12 de maio de 2012 os trabalhos enviados ao CEP para serem aprovados utilizando a doação destes dentes necessitam que o Biobanco esteja aprovado pelo CEP-CONEP. Favor verificar esta condição com o coordenador do Banco de Dentes Humanos da FOUSP.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto viável e não fere nenhum quesito ético. Não há inadequações.
Projeto de pesquisa adequado para aprovação do CEP.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Sim

Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP-FOUSP considera o projeto aprovado e mediante o protocolo de pesquisa encaminhado não entende a necessidade de envio do projeto para apreciação da CONEP.

SAO PAULO, 25 de Abril de 2012

Assinado por:
Marcia Turolla Wanderley

ANEXO B – Banco de Dentes da FOUSP

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Odontologia
Banco de Dentes Humanos

DECLARAÇÃO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Para fins de avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) dessa instituição, o Banco de Dentes Humanos da FOUSP (DIVISÃO DENTES PERMANENTES) compromete-se, mais uma vez, em auxiliar pesquisadores na realização de seus projetos.

Sendo assim, após a aprovação do CEP, nossa contribuição consistirá no oferecimento de 144 (cento e quarenta e quatro) dentes molares hígidos para a execução do trabalho de pesquisa intitulado: “Análise da dureza, módulo de elasticidade e força adesiva na área de união utilizando diferentes estratégias adesivas e substratos dentários em função do tempo”, a ser realizado pelo pesquisador Paula Mendes Acatauassú Nunes e orientado pela Profª Drª Margareth Oda.

São Paulo, 20 de março de 2012

José Carlos Pettorossi Imparato
Coordenador Geral BDH

Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 – Cidade Universitária “Armando de Salles Oliveira” – CEP 05508-900-
São Paulo - SP – Contato: (0xx11) 3091-7905 – e-mail: bdh@usp.br