

Roberta Galetti

**Análise da resistência da união de sistemas
adesivos à dentina de dentes submetidos à
radioterapia *in vivo***

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do título
de mestre em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Mário Fernando de Goes

PIRACICABA

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

G132a Galetti, Roberta.
Análise da resistência da união de sistemas adesivos à dentina de dentes submetidos à radioterapia in vivo / Roberta Galetti. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: Mario Fernando de Goes.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Radiação. 2. Materiais dentários. I. Goes, Mario Fernando de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(eras/fop)

Título em Inglês: Tensile bond strengths of adhesives systems to dentin irradiated teeth in vivo

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Radiation. 2. Dental materials

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Mestre em Materiais Dentários

Banca Examinadora: Mario Fernando de Goes, Linda Wang, Marcio Ajudarte Lopes

Data da Defesa: 25-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 25 de Fevereiro de 2011, considerou a candidata ROBERTA GALETTI aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "M. F. de G.", written over a horizontal line.

Prof. Dr. MARIO FERNANDO DE GOES

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Linda Wang", written over a horizontal line.

Profa. Dra. LINDA WANG

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "M. A. Lopes", written over a horizontal line.

Prof. Dr. MARCIO AJUDARTE LOPES

DEDICATÓRIA

Aos meus pais *Marco Antonio Galetti* e *Angela Montaninini Galetti* pelo exemplo de fé, perseverança, conquista, integridade e dedicação à família, pela compreensão e incentivo, pelo carinho e amor sempre presente, alicerces para que pudesse alcançar meus objetivos.

Aos meus irmãos *Renata Galetti* e *Rafael Galetti* pelo companheirismo, pela amizade e amor, por compartilhar meus anseios e pelos momentos de alegria que fazem da minha vida eterna felicidade.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Á Deus, por estar sempre comigo, guiando e iluminando meus passos, dando saúde e força para concluir mais um projeto em minha vida.

Ao Prof. Dr. Mário Fernando de Goes, pelo ensino e exemplo de dedicação. Por coordenar e orientar as atividades de forma exemplar e tornar meu trabalho gratificante

Às minhas amigas Ravana A. Sfalcin e Tatiany G. F. Araújo, irmãs de coração, por fazer dos meus objetivos parte de suas vidas, pelo companheirismo, pela ajuda e incentivo, onde dispuseram seu tempo e atenção em meu favor sempre com muito carinho e amor.

Ao meu namorado Andre Corsetti, por me incentivar sempre aos estudos, compartilhar meu crescimento profissional e pessoal, e principalmente por me fazer feliz a cada dia.

Aos pacientes do Hospital do Cancer A. C. Camargo, exemplo de superação e força, pela compreensão e colaboração a este estudo.

AGRADECIMENTOS

À faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP em nome do Prof. Dr. Jacks Jorge Junior.

Aos professores da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba–UNICAMP, Prof. Dr. Simonides Consani, Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti pelo empenho, respeito e dedicação.

Ao Professor Doutor Fábio de Abreu Alves, chefe do Departamento de Estomatologia da Fundação Antônio Prudente, Hospital do Câncer AC Camargo, São Paulo-SP, por ter cedido, gentilmente, o material biológico que viabilizou a execução desta dissertação e pelo auxílio no desenvolvimento do projeto de pesquisa.

Aos Professores Márcio Ajudarte Lopes, da Área Semiologia, e Alan Roger dos Santos Silva pela inestimável contribuição nesta dissertação.

Ao meu amigo Alberto Antunes pelos ensinamentos e conhecimento passados durante esses anos de aprendizado.

Aos meus colegas de pós graduação Ana Paula Piovezan Fugolin, Ariene Arcas Leme, Carlos da Cunha Oliveira Junior, César Alberto Pomacóndor Hernandez, Giovana Araújo, Guilherme Bottene Guarda, Isadora Rabelo Guimarães, Marcos Aurélio Bonfim da Silva, Renata Bacelar e Victor Pinheiro Feitosa pelo apoio.

Ao técnico especializado da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, Marcos Blanco Cangiani, à funcionária Selma Aparecida Barbosa Segalla e ao biólogo Adriano Luis Martins, pela amizade e orientação técnica para a realização do presente estudo.

À CAPES pela concessão da bolsa de estudo que me deu a oportunidade para a realização deste curso de pós-graduação.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Resumo

Este estudo avaliou a resistência da união à dentina de dentes de pacientes que foram submetidos à radioterapia. Foram utilizados dezoito incisivos humanos extraídos de pacientes saudáveis (grupo controle) e dezoito incisivos de pacientes submetidos à radioterapia. As superfícies vestibulares de cada dente foram desgastadas para remover o esmalte e expor a dentina. Os dentes foram aleatoriamente distribuídos em três grupos experimentais de acordo com o sistema adesivo aplicado: Single Bond 2 (SB2) (3M ESPE), Easy One (EO) (3M ESPE) and Clearfil SE Bond (CSE) (Kuraray). Os sistemas adesivos foram aplicados na superfície preparada de acordo com as instruções do fabricante e restaurados usando um compósito resinoso (Filtek Supreme, 3M ESPE). Após estocagem em água deionizada por 24 horas (37°C), os dentes foram seccionados no sentido longitudinal (mesio-distal e vestibulo-lingual) para obter espécimes com uma aparência similar a palitos com área de 0,8 mm² ($\pm 0,1$ mm²). Os espécimes foram tracionados usando uma máquina de teste universal (Instron 4411, Corona, CA, USA) com célula de carga de 500N a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os padrões de fratura foram observados em MEV (JEOL, JSM – 5600 LV, Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japan). Os dados foram analisados pelo teste ANOVA para dois fatores ($p \leq 0,05$). Nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada entre os sistemas adesivos e entre os grupos de dentes irradiados *in vivo* (SB= 44,66 $\pm$ 10.12; EO= 41,48 $\pm$ 12.71; CSE= 46,01 $\pm$ 6.98) e grupo controle (SB= 39,12 $\pm$ 9.51; EO= 42,40 $\pm$ 6.66; CSE= 36,58 $\pm$ 7.06). Todos os grupos apresentaram predominantemente padrão de fratura mista, com fraturas na base da camada híbrida, coesiva na camada híbrida e coesiva no adesivo. A radioterapia realizada *in vivo* não afetou a resistência de união à dentina aos sistemas adesivos utilizados no estudo.

Palavras chave: radioterapia, sistemas adesivos, dentina.

Abstract

This study evaluated the influence of irradiation on dentin bond strength of the extracted teeth of patients who underwent radiotherapy. Eighteen caries-free human incisors were extracted from healthy patients (control group) and eighteen incisors from patients submitted to radiotherapy. The buccal surfaces of each tooth were grounded to remove enamel and expose dentin. Teeth were randomly assigned to three experimental groups according to the adhesive system employed: Single Bond 2 (SB2) (3M ESPE), Easy One (EO) (3M ESPE) and Clearfil SE Bond (CSE) (Kuraray). The adhesive systems were applied to the prepared surface according to manufacturers' instructions and were restored using composite resin (Filtek Supreme, 3M ESPE). After 24 hours in deionized water storage (37°C), teeth were longitudinal (mesio-distal and buccal-lingual) cut to obtain beam specimens with a cross-section area of 0.8 ($\pm 0.1\text{mm}^2$). Specimens were tested in tension using a universal testing machine (Instron 4411, Corona, CA, USA) with 500 N load cell at a cross-speed of 0.5mm/min. Fracture patterns were observed under SEM (JEOL, JSM – 5600 LV, Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japan). Data were analyzed by Two-way ANOVA ($p \leq 0.05$). No statistically significant difference was found among adhesive systems or between the irradiated group *in vivo* (SB= 44.66 $\pm$ 10.12; EO= 41.48 $\pm$ 12.71; CSE= 46.01 $\pm$ 6.98) and the control group (C/SB= 39.12 $\pm$ 9.51; C/EO= 42.40 $\pm$ 6.66; C/CSE= 36.58 $\pm$ 7.06). All groups presented a predominance of mix fractures with the hybrid layer inner base, cohesive in hybrid layer and cohesive in adhesive. Radiotherapy *in vivo* did not affect dentin bond strength for the adhesive materials tested in this study.

Keywords: radiotherapy, adhesive system, dentin.

Sumário

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 Radioterapia e seus efeitos	3
2.1.1 Efeito da radiação nos tecidos	5
2.1.2 Efeito da radiação nos materiais restauradores	14
2.2 Estratégias de união	21
2.2.1 Evolução	21
2.2.2 Técnica úmida	25
2.2.3 Técnica autocondicionante	30
2.3 Ensaios mecânicos para resistência de união	41
2.4 Análise de padrão de fratura em MEV	42
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAIS E MÉTODOS	44
4.1 Coleta, armazenamento e preparo dos dentes	45
4.2 Tratamento restaurador	47
4.3 Produção dos corpos de prova	49
4.4 Ensaio de tração	49
4.5 Análise do padrão de fratura em MEV	51
5 RESULTADOS	52
5.1 Teste de microtração	52
5.2 Padrão de fratura	53
6 DISCUSSÃO	60
7 CONCLUSÃO	66
8 REFERÊNCIAS	67
9 ANEXO	84

1. INTRODUÇÃO

Uma das formas mais comuns de tratamento dos tumores de cabeça e pescoço é a radioterapia. A quantidade de radiação ionizante absorvida pelos tecidos corporais pode resultar em danos ao paciente, causando desconforto e queda na qualidade de vida (Kielbassa *et al.*, 2006).

As lesões cariosas são relatadas como uma das principais complicações bucais relacionadas com a radioterapia (Cox, 1976). Na forma clínica mais comum, a lesão localiza-se na região cervical dos dentes, onde as superfícies dentárias adquirem coloração marrom escura (Frank *et al.*, 1965). Além disso, a sua rápida progressão pode determinar a perda das coroas dentárias. A formação das lesões tem sido atribuída tanto ao dano radiogênico direto no tecido dentário quanto aos efeitos indiretos relacionados à radioxerostomia (Grötz *et al.*, 1997).

No entanto, Silva *et al.* (2009a), constataram que não há diferença estrutural nos tecidos em dentes irradiados e não irradiados. Desta forma, o tratamento restaurador indicado antes, durante e após o tratamento radioterapêutico poderia não ser diferente daquele realizado em pacientes não irradiados.

Entretanto esta suposição não é uma realidade, visto que além de não existir um protocolo que indique o material restaurador a ser aplicado (Jansma 1992), existem protocolos que indicam a aplicação de ionômero de vidro como material restaurador em pacientes com câncer de cabeça e pescoço (Albuquerque *et al.*, 2007). Hu *et al.* (2005) acompanharam durante dois anos o desempenho clínico de restaurações feitas com cimentos de ionômeros de vidro em dentes que apresentavam cárie de radiação. O estudo mostrou que este tipo de material apresentou 82% de falhas em função ao deslocamento do material da cavidade. De acordo com Kent *et al.* (1973); Crisp *et al.* (1980); Hojo *et al.* (1991), o cimento de ionômero de vidro indicado para restauração é o tipo de material que tem causado mais controvérsia. Isto porque esta classe de material apresenta baixa propriedade mecânica e índice de solubilidade que limitam o desempenho clínico ao longo do tempo, especialmente em meio ácido.

Em 2001, Gernhardt *et al.* avaliaram a resistência de união de sistemas adesivos em dentina irradiada e não irradiada *in vitro*, e não encontraram diferença significativa entre as condições, concluindo que o procedimento restaurador com sistemas adesivos pode ser realizado com sucesso em pacientes que foram submetidos à radioterapia. Outro estudo *in vitro* demonstrou que danos da irradiação na rede de colágeno não interferem na formação da camada híbrida e, conseqüentemente, não comprometem a capacidade de adesão entre dentina e resinas compostas à dentina (Hu *et al.*, 2002).

Atualmente, as estratégias de união para os sistemas adesivos estão estabelecidas em duas técnicas: técnica úmida e autocondicionante. A técnica úmida (convencional) utiliza o ácido fosfórico, na concentração entre 30 a 40%, para promover a desmineralização do esmalte e/ou dentina e criar condições para a difusão dos monômeros hidrófilos e hidrófobos (Perdigão *et al.*, 1996). Diferentemente, os adesivos autocondicionantes são compostos por monômeros hidrófilos, hidrófobos e água, contidos em concentrações balanceadas em frascos separados ou contidos em apenas um recipiente. A ionização do radical fosfato pela água promove a acidez (pH = 2,0 a 2,8) do monômero que é capaz de desmineralizar a dentina e simultaneamente infiltrar-se no tecido dentinário (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Neste sistema, o procedimento técnico é menos crítico e mais rápido por não haver envolvimento do controle de umidade como ocorre com as técnicas que preconizam a aplicação do condicionamento ácido (Frankenberger *et al.*, 2000).

Diante das duas técnicas restauradoras específicas e da carência de informações que viabilizem uma efetiva forma de tratamento que favoreça o procedimento clínico em pessoas irradiadas e que sentem mais desconforto com o tratamento dental convencional, este estudo avaliou a resistência da união à dentina dos sistemas adesivos usados nas técnicas contemporâneas restauradoras.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Radioterapia e seus efeitos

Anualmente, estima-se que mais de 300.000 novos casos de câncer de boca sejam diagnosticados no mundo, representando aproximadamente 3% de todos os tipos de câncer e o sexto tipo mais comum (Scully, Felix, 2006; Shah, Singh, 2006). O Instituto Nacional de Câncer estima que mais de 14.120 novos casos de câncer de boca serão diagnosticados no Brasil, só no ano de 2010 (INCA, 2010). O câncer bucal apresenta uma taxa média de sobrevida em cinco anos quando diagnosticado e tratado nos estágios iniciais da patologia. No estágio mais avançado da doença a taxa de sobrevida cai 35% em relação ao estágio inicial. Estas considerações aumentaram o foco de interesse dos estudos nas alterações tardias ou de longa duração da doença em função dos danos produzidos nas glândulas salivares, na dentição, no periodonto, nos ossos, músculos e articulações (Kielbassa *et al.*, 2006). Wingo *et al.* (1995) demonstraram por meio de estatística sobre o câncer que 95% das neoplasias da cavidade bucal são diagnosticadas histopatologicamente como carcinoma espinocelular.

A radioterapia tem sido uma das formas mais comuns de tratamento dos tumores de cabeça e pescoço, onde a terapêutica tem obtido altos índices de cura e maior sobrevida. No entanto, a radioterapia envolve certos riscos em função da quantidade de radiação ionizante absorvida pelos tecidos corporais, a qual pode resultar em danos irreparáveis, pois no campo de radiação está inserido o tecido sadio, bem como o tecido alvo (Kielbassa *et al.*, 2006).

As radiações ionizantes são assim denominadas por sua capacidade de ionizar os átomos e as moléculas, ou seja, remover os elétrons que estão em movimento ao redor do núcleo atômico. Os átomos que perdem os elétrons se tornam muito reativos e no intuito de se estabilizarem, se associam às outras moléculas que também perderam elétrons levando-os a uma completa desorganização do metabolismo celular (Castro, 2006).

As regiões de cabeça e pescoço exibem complicações orais muito importantes que incluem mucosite xerostomia, cáries, perda do paladar, infecções secundárias, osteorradionecrose e trismo, todas as doenças passíveis de ocorrerem a partir de doses superiores a 20Gy (Almeida *et al.*, 2004), determinando assim um impacto significativo na vida dos pacientes. Outros estudos em tumores extensos de língua e soalho de boca são considerados quando o paciente portador de câncer é submetido à radioterapia pós-operatória para controlar a doença, este controle requer doses de 50Gy a 70Gy (Amar, 2003).

O contato com o médico do paciente para obter informações sobre o tempo, a natureza (radioterapia externa ou implante radioativo) e as características (localização e tamanho dos campos de tratamento, fracionamento da radioterapia e da dose total) da radioterapia é essencial para a avaliação do risco total e agendamento de qualquer intervenção dental necessária. O tratamento dentário, quando indicado, deve ser concluído antes do início da radioterapia por uma equipe com experiência no cuidado de pacientes em tratamento do câncer de cabeça e pescoço (Shaw *et al.*, 2000; Andrews & Griffiths, 2001; Hancock *et al.*, 2003).

Um estudo clínico com pacientes portadores de câncer de cabeça e pescoço acompanhados antes, durante e após a radioterapia por mais de 2 anos, revelou incidência de 11% para cárie de radiação (Bonan *et al.*, 2006). Embora pareça pequena, a incidência de cárie após o tratamento radioterapêutico nestes pacientes revelou-se alta, uma vez que 30% dos pacientes eram edentulos e 70% dos pacientes dentados, continham em média 10 dentes presentes. Além disso, antes do tratamento, os pacientes passaram por avaliação bucal e em grande parte destes, foram feitas em média 8,6 extrações.

Em pacientes não irradiados, há duas formas de tratamento para dentes com lesões de cárie que resultaram em pulpite irreversível ou necrose pulpar: tratamento endodôntico e exodontia. Em contraste, em pacientes irradiados, a exodontia está associada à alta incidência de desenvolvimento de

osteorradionecrose (Steverson & Epstein, 1993). Por essa razão, a exodontia em pacientes irradiados é usualmente limitada aos dentes patologicamente envolvidos e que não apresentam condições de serem restaurados. A alternativa preferível para os dentes restauráveis é o tratamento endodôntico (Lilly *et al.*, 1998). No entanto, existem poucas informações a respeito dos cuidados específicos relacionados ao tratamento endodôntico em pacientes com câncer de cabeça e pescoço que tenham sido submetidos a tratamento radioterápico (Cox FL, 1976).

Bown *et al.* (1990) relataram através de um estudo retrospectivo de pacientes antes, durante e depois do tratamento radioterápico para câncer de cabeça e pescoço e observaram que muitos desses pacientes não receberam cuidados odontológicos ou esses cuidados foram pouco efetivos antes, durante e após a radioterapia.

2.1.1 Efeito da radiação nos tecidos bucais

Um fator contribuinte para os efeitos deletérios causados pela radiação está na absorção de radiação pelos tecidos vivos, onde ocorre a ionização e posterior produção de radicais livres no interior das células.

Os níveis de irradiação ionizante a serem utilizados são determinados de acordo com o tipo de neoplasia, sendo que, para pacientes com carcinoma epidermóide de cavidade oral, a dose pode variar de 6.500 a 8.000 cGy (Beumer & Brady 1978). Usualmente, as doses de radiação são fracionadas e distribuídas por 6 a 9 semanas em média (Lynch *et al.*, 1994).

O conhecimento da dose de radiação, volume, modalidade, urgência, estado geral e prognóstico, desempenham um grande papel na decisão de remoção de dentes. A análise do campo de radiação evita procedimentos desnecessários, como extrações realizadas fora da área de radiação, que não constituem um fator de risco (Sulaiman *et al.*, 2003). Os efeitos adversos da radiação na região de cabeça e pescoço podem resultar em infecções nas glândulas salivares, mucosa oral e tecido periodontal, alterações celulares, aumento de danos em trauma oclusal e feridas de extração dental (Kurihashi *et al.*, 2002; Regezi *et al.*, 1976; Sulaiman *et al.*, 2003), este último sendo

considerado uma das seqüelas mais graves (Lambert *et al.*, 1997; Thorn *et al.*, 2000; Kanatas *et al.*, 2002; Sulaiman *et al.*, 2003).

As principais causas de ORN são biópsias ósseas, trauma por prótese dentária ou de doenças periodontais, e extrações realizadas antes e após a radioterapia (Beumer *et al.*, 1983; Lambert *et al.*, 1997; Oh *et al.*, 2004).

Dentes que não podem ser restaurados devido à cárie, doença periodontal ou lesões de raiz, podem resultar em infecções no osso e ORN, devido à baixa progressão vascular e incapacidade dos mecanismos de reparação nos tecidos irradiados (Oh *et al.*, 2004).

Um ponto importante quando se consideram extrações dentárias antes da radioterapia, é o intervalo de tempo entre as extrações dentárias e o início da radiação terapêutica. Este tempo deve ser suficiente para a cura inicial e para permitir que os tecidos suportem a radiação emitida. No entanto, o tempo de reparação não deve ser prorrogado por um longo prazo que comprometa o tratamento e prognóstico (Beumer *et al.*, 1983; Maxymiw *et al.*, 1991; Tong *et al.*, 1999; Reuther *et al.*, 2003).

Os efeitos causados pela radioterapia nos tecidos orais foram estudados por Mossman *et al.* (1981) que avaliaram o fluxo salivar, a concentração de proteínas e a atividade da amilase salivar da glândula parótida em pacientes submetidos à radioterapia com radiação gama por Co⁶⁰. A análise da concentração de proteína total foi realizada por três métodos, os quais refletem diferentes propriedades de cada tipo de proteína. A avaliação foi realizada antes da radioterapia e em intervalos semanais. Os pacientes foram divididos em três grupos: irradiado, incluindo as glândulas parótidas no tratamento; irradiado sem inclusão das glândulas e o grupo controle não irradiado. Antes do tratamento, os parâmetros a serem avaliados apresentavam-se iguais entre os grupos. Após uma semana de tratamento houve alterações no fluxo salivar e na taxa de proteína total no grupo onde as glândulas foram incluídas no tratamento. Porém nos outros grupos as alterações foram similares antes e após três semanas de tratamento. Os autores concluíram que as proteínas salivares da parótida não são igualmente

afetadas pelo tratamento radioterápico. Sabendo-se que as glândulas secretoras de saliva são afetadas pelo tratamento radioterapêutico, Vissink *et al.* (1990) realizaram um estudo para verificar a taxa do fluxo salivar e a concentração de sódio, potássio, cálcio, fosfato e amilase nas glândulas parótida e submandibular/sublingual de ratos. Para isto, aplicaram doses de 5 a 20 Gy, coletando a saliva 4 dias antes da irradiação e 1, 3, 6, 10 e 20 dias após a irradiação. Os resultados demonstraram que as alterações foram dose e tempo dependentes, onde a concentração de sódio diminuiu após aplicação de 10-20 Gy, e aumentou para o potássio em todos os ratos em todas as glândulas. Já para as quantidades de cálcio e fosfato, não foi encontrada relação dose resposta. Similar a este estudo, Franzen *et al.* (1992) acompanharam os efeitos da radiação na glândula parótida em pacientes que passaram pelo tratamento radioterapêutico. Os pacientes foram divididos em 3 grupos determinados pela dose, onde o primeiro recebeu dose inferior a 46 Gy, o segundo entre 47-52 Gy e o terceiro dose igual ou superior a 65 Gy. Já na primeira semana do tratamento o fluxo salivar diminuiu nos três grupos. Finalizado o tratamento e com o acompanhamento em média de 1 ano observou-se que no primeiro grupo a condição salivar voltou à normalidade, porém no segundo grupo o fluxo salivar diminuiu em torno de 25% do inicial, sendo que para o terceiro grupo houve queda irreversível na função da maior parte das glândulas irradiadas.

Silverman & Chierci em 1965, estudaram os efeitos da radiação nos tecidos orais e na manutenção do periodonto. Este estudo observou a diminuição dos elementos vasculares acompanhada de fibrose, onde ocorreu comprometimento da resposta pulpar à infecção, traumas e procedimentos dentários variados e a camada odontoblástica passou a demonstrar fragilidade e atrofia. Constataram que as alterações pulparem ocorreram devido à radioterapia, o que predispôs a polpa a infecções. As alterações celulares e mudanças provocadas por esta alteração também foram relatadas pelos pesquisadores Beumer & Brady em 1978, quando afirmaram ocorrer diminuição da resposta vascular e do número de células, resultantes das alterações provocadas pela radioterapia e responsáveis

pela diminuição da resistência da membrana periodontal. Na membrana periodontal, ocorrem alterações muito similares, incluindo-se enfraquecimento e ruptura das fibras de Sharpey. Essas alterações são provavelmente responsáveis pela diminuição de sua resistência, o que facilita a ocorrência de traumas e infecções e, conseqüentemente, osteorradionecrose no tecido ósseo alveolar irradiado. Além disso, alguns autores sugeriram que a radioterapia pode causar efeito destrutivo nos tecidos dentais mineralizados, principalmente durante o desenvolvimento dentário na região amelodentinária. No entanto, conseguiram demonstrar a destruição radiogênica do colágeno apenas em tecido pulpar de dentes humanos. Com isso, os autores defendem a hipótese de que quando os dentes estão localizados no interior do campo irradiado ocorreria uma hipovascularização local, resultando no decréscimo da circulação sanguínea pulpar e no comprometimento do metabolismo dos odontoblastos. Estas alterações nos odontoblastos provocariam enfraquecimento da estrutura dental, contribuindo para o processo multifatorial da cárie de radiação (Springer *et al.*, 2005).

Um estudo endodôntico em pacientes irradiados afirmou em relação ao mecanismo de ação que, os tecidos que apresentam alta taxa de atividade mitótica são os mais susceptíveis à irradiação ionizante. Normalmente, as lesões malignas apresentam atividade mitótica extremamente alta e isto favorece a ação da radioterapia que é mais efetiva nas células tumorais em relação ao tecido adjacente não tumoral (Cox FL, 1976). Dentro das implicações da radioterapia na endodontia, Brown *et al.*, 1990 observaram, num estudo retrospectivo de pacientes irradiados, que as alterações salivares decorrentes da radioterapia na região de cabeça e pescoço conduzem à formação de uma flora bacteriana oral muito específica, com grande aumento de *Streptococcus mutans*. Seguindo os mesmos preceitos de que a radiação induzida não afeta as propriedades mecânicas do tecido dentário, Bodrumlu *et al.* (2009) publicaram um estudo com dentes tratados endodonticamente a fim de testar o selamento apical após a irradiação. Os resultados mostraram nenhuma diferença estatística entre os

dentes irradiados e não irradiados, o que levou à conclusão de que materiais à base de resina podem ser usados no tratamento endodôntico.

Sabe-se que o aumento da incidência de cárie é determinado pelo aumento dos *Streptococcus mutans* e/ou por alterações na homeostase salivar, que a incidência de *cândida SP* na cavidade bucal e as razões para o estabelecimento desta é decorrente de fatores precipitadores tais como: queda de imunidade do hospedeiro, desordens endócrinas, lesões em mucosas, higiene oral deficiente, tratamento prolongado com antibióticos e corticosteróides (Ramirez *et al.*, 1997; Spolidorio *et al.*, 2001).

As mudanças da microbiota oral mediante os efeitos da radiação também foram relatados por Brown *et al.* (1975), onde estes indicaram que a xerostomia induzida pela radiação causou um aumento na quantidade de *Streptococcus mutans*, espécies de *Lactobacilos*, *Candida* (principalmente *C. albicans*) e *Staphylococcus*, e o decréscimo no número de *Streptococcus sanguis*, espécies de *Neisseria* e *Fusobacterium*, sugerindo que as infecções por leveduras e bactérias comumente se desenvolvem durante o tratamento radioterápico devido a xerostomia e queda de imunidade. Da mesma forma, a ação da radiação nos tecidos dentários foi investigada por estudiosos a fim de contestar a possibilidade de danos diretos ao esmalte e dentina humanos. Com este intuito Adkins (1967) utilizou ratos para um estudo sobre o efeito da radiação na dentinogênese em incisivos inferiores. Os animais foram divididos em três grupos onde o primeiro recebeu uma dose de 1200 rads, o segundo grupo recebeu duas doses de 600 rads e o terceiro grupo recebeu quatro doses de 300 rads. Os ratos receberam solução de Alizarin Vermelho e hidrocloreto de tetraciclina para observar linhas fluorescentes depositadas durante a formação da dentina. Foram observadas áreas de necrose no tecido conjuntivo próximo ao ápice dos incisivos, espaços edematosos na região do folículo dentário e da polpa, formação desorganizada e irregular de dentina, degeneração de odontoblastos e diferenciação de células mesenquimais em osteoblastos na polpa dentária. Contudo, não foi constatada diferença significativa entre as diferentes doses de aplicação da radiação.

Observando *in vitro* os efeitos diretos da radiação nos tecido humanos na solubilidade do esmalte e dentina em ácido láctico Walker em 1975, realizou um estudo onde foram utilizados vinte e seis dentes humanos divididos em três grupos: irradiados com 3.500 rads por Co^{60} ; irradiados com 5.000 rads por Co^{60} , e não irradiados (controle). Após a exposição à radiação, os dentes foram colocados em frascos contendo ácido láctico para determinar se houve solubilidade devido à radiação. Depois de concluída a pesagem das amostras, constatou-se a evidência de desmineralização em todos os grupos e realizado o Teste t de Student afirmou-se não haver diferença significativa entre os grupos. Os resultados sugeriram que a radioterapia não poderia afetar a susceptibilidade dos dentes à desmineralização *in vivo*. Surgiu então a duvida sobre a efetividade da união de sistemas adesivos em dentes após a irradiação. Foi assim que Pioch *et al.*, (1992), por meio de testes de cisalhamento, chegaram à conclusão de que a radiação gama por fonte de Co^{60} com dose de 70 Gy foi capaz de alterar as propriedades biofísicas dos dentes, pois em seus resultados, observaram que nos dentes irradiados o valor da resistência de união foi menor e significativamente diferente do grupo controle, sendo os valores 19,1 MPa e 37,4 MPa, respectivamente . O mesmo aconteceu para o padrão de fratura, o qual foi maior em dentina nos dentes irradiados em dentina e dentina/esmalte para os dentes não irradiados. Outro estudo de Pioch (1998) descreveu a ocorrência de redução da resistência de união à dentina para o material Superlux Prep após única sessão com dose de irradiação de 100Gy.

Porém, um estudo de Gernhardt *et al.* (2001) avaliou a resistência de união em dentina irradiada e não irradiada. Neste estudo, a dose total de irradiação foi de 60 Gy, aplicada em doses fracionadas de 2 Gy, durante seis semanas sendo 5 dias cada. Os dentes foram separados em irradiados e não irradiados e divididos para cada adesivo utilizado. Não foi encontrada diferença significativa entre as condições, mesmo o resultado sendo diferente para os diferentes sistemas adesivos. Concluindo-se do estudo que o procedimento restaurador utilizando sistemas adesivos pode ser realizado com sucesso em pacientes submetidos à radioterapia. Pouco tempo depois Gernhardt *et al.*, (2003) apresentaram outro

estudo comparando dentes humanos não irradiados com dentes irradiados *in vitro* com uma dose total de 60Gy fracionada em 2Gy por dia durante 6 semanas. Os dentes foram submetidos ao processo de somente desmineralização e des-re separadamente em grupos. A profundidade da área desmineralizada foi determinada utilizando um microscópio de luz polarizada. Os resultados da análise estatística mostraram que não houve efeito da radiação em ambos os grupos, sendo que nenhuma diferença significativa foi encontrada. A análise micromorfométrica e micromorfológica da superfície do esmalte desmineralizado foi estudada por Grötz *et al.* em 1998. Estes pesquisadores compararam dentes não irradiados a dentes irradiados *in vitro*, *in situ* e *in vivo*. As doses aplicadas no grupo *in vitro* foram de 500-2500 Gy, já no grupo *in situ* as doses foram de 60 Gy e no grupo *in vivo* foram de 36 Gy e 60 Gy. A análise foi realizada em microscópio confocal após 90, 180 e 270 min de interação com ácido gel. Houve diferença estatística significante entre os grupos sendo que nos grupos onde foi aplicada irradiação ocorreu perda total da estrutura prismática da subsuperfície do esmalte. Este comportamento levou os pesquisadores a acreditar que o esmalte é um tecido menos resistente ao ataque ácido após a radioterapia.

Diante deste fato, dentes restaurados com compósito resinoso e cimento de ionômero de vidro localizados no campo de irradiação em pacientes submetidos à radioterapia de cabeça e pescoço, foram observados em microscópio de luz polarizada e microscópio eletrônico de varredura para investigação da união dos materiais aos dentes irradiados. As doses recebidas pelos pacientes foram de 50-70 Gy. Os autores relataram que macroscopicamente as margens das restaurações apresentavam coloração marrom, porém nenhuma fratura de esmalte foi observada. Os resultados da microscopia de luz polarizada mostraram coloração marrom na dentina abaixo dos limites da restauração seguindo a orientação dos túbulos dentinários. Foi observada a presença de uma banda isotrópica de birrefringência alterada e facilmente distinguível da dentina sadia adjacente. Essas alterações sugerem áreas desmineralizadas, porém em alguns casos nenhuma alteração foi observada tanto em esmalte como na dentina unidos

à restauração. Outras amostras apresentaram lesões de cárie na borda cervical das restaurações apresentando dentina amolecida, desmineralizada e zona translúcida abaixo da dentina desmineralizada. A análise das amostras observadas no microscópio eletrônico de varredura foi realizada para as interfaces dente/restauração das áreas correspondentes à descoloração preta pelo microscópio de luz polarizada, onde se observaram dentina desmineralizada caracterizada pela baixa densidade eletrônica da imagem apresentando túbulos dentinários maiores. Diante das análises feitas o estudo mostra que as alterações observadas nas amostras foram equivalentes às lesões de cárie em dentes não irradiados, mostrando que a cárie apresenta mesma morfologia e característica tanto para dentes que foram irradiados quanto para dentes não irradiados (Silva *et al.*, 2009a).

Com o objetivo de investigar os padrões de desmineralização de cárie em pacientes irradiados e estabelecer se há dano radiogênico direto à dentição e sua participação na progressão da cárie, Silva *et al.* (2009b) observaram dentes de pacientes submetidos ao tratamento radioterapêutico extraídos por doença periodontal. Os métodos utilizados foram análise macroscópica, análise radiográfica, em microscópio de luz polarizada e microscópio eletrônico de varredura. No estudo relataram a predominância de dentes incisivos (42%) entre molares (31%) e caninos (17%), nos quais em 81% apresentavam descoloração marrom variando a intensidade no esmalte e superfície radicular. Cáries cervicais foram detectadas macroscopicamente em 78% dos espécimes e 31% dos espécimes apresentaram indicações clínicas de cárie na superfície incisal restritas aos dentes anteriores. A análise em microscópio de luz polarizada evidenciou diferentes zonas de desmineralização na dentina em todos os espécimes, bem como dentina amolecida sobre a superfície de dentina desmineralizada, zona translúcida e em alguns casos porções de dentina morta foram encontradas. Em 22% das lesões de cárie cervical foram encontradas deposição de dentina reacional. Padrões triangulares de desmineralização foram encontrados em toda dentina coronária com base na superfície e ápice apontando para a polpa. Cárie

incipiente na superfície da raiz apresentou formato de meia lua com desmineralização semicircular e zona translúcida. Nas lesões de cárie incisal o formato de desmineralização foi triangular expondo dentina e envolvendo pequena parte de esmalte. A análise em microscópio eletrônico de varredura detectou baixa densidade eletrônica nas áreas de dentina desmineralizada e todas as lesões foram compostas de dentina desmineralizada com uma zona translúcida no limite da profundidade. As zonas translúcidas foram identificadas por maior densidade eletrônica e caracterizadas por deposição mineral intratubular ocluindo os túbulos. Desmineralização em cáries incisais, padrões triangulares de desmineralização em superfícies coronais e lesões de superfície radicular em meia lua foram confirmados por esta técnica. O estudo sugeriu que os sinais de descoloração marrom são únicos em pacientes irradiados e devem ser considerados e tratados como cáries incipientes. Adicionalmente, os resultados indicam que as manchas marrons devem ser incluídas como uma manifestação clínica de cárie de radiação não cavitada. O estudo concluiu que as lesões de cárie presentes são morfológica, histológica, com característica estrutural e padrão de desmineralização similares ao de cáries comuns, e que, com a inclusão dessas manchas marrons na coroa em levantamentos epidemiológicos e avaliação clínica de uma população de pós irradiados, a detecção precoce permitiria a prevenção e intervenção terapêutica, medidas que consequentemente melhorariam o bem-estar dos pacientes com cárie de radiação.

Da mesma forma, a iniciação e a progressão da cárie da radiação foram estudadas por Jansma *et al.* (1993) usando um modelo *in situ*. A morfologia de lesões de cárie natural foi comparada com da cárie de radiação. As cáries de radiação induzida e natural mostraram os mesmos padrões de degradação com áreas do esmalte apresentando porosidade, formação de fendas com exposição do esmalte subsuperficial, dissolução preferencial dos prismas e perda de grandes partes da superfície do esmalte expondo a dentina subjacente. Em pacientes irradiados grande parte do esmalte foi severamente desmineralizado dentro de 6 semanas, visto que no grupo controle o esmalte não mostrou desmineralização

significativa após 12 semanas. Este estudo expôs a importância da implementação de regimes preventivos como o uso de fluoreto devido à indução rápida da cárie da radiação e da sua similaridade com lesões naturais.

Em contrapartida, Kielbassa *et al.* (2006) mostraram que a radiação não causa danos diretos aos tecidos dentários capazes de aumentar a incidência de cáries de radiação, e sim que esta ocorre por uma série de alterações nos tecidos orais como a diminuição do fluxo salivar, alteração química da saliva, bem como a má higiene bucal, fatores que em conjunto aumentam a susceptibilidade a cárie. O termo “cárie de radiação” tem sido usado para se referir às lesões de cárie de atividade rápida e devastadora, que podem desenvolver-se como resultado da combinação de xerostomia, decréscimo do pH salivar e aumento de bactérias cariogênicas. Classicamente, essas cáries começam nas regiões dos dentes onde há placa bacteriana e, também, nas áreas de dentina exposta, resultando, assim, em lesões cariosas localizadas na junção cimento-esmalte, nas faces lisas, no topo de cúspides e na borda incisal, onde a atrição ocorreu previamente. O aparecimento e a progressão desse tipo de cárie podem levar à perda do dente em questão de semanas ou meses (Sonis *et al.*, 1996) ou pode iniciar-se com 3 meses de tratamento radioterápico (Oral Health, Cancer care and you, 2002).

2.1.2 Efeito da radiação nos materiais restauradores

A dose de radiação administrada em cabeça e pescoço é variada e expressa em Gy, sendo que a unidade de padronização internacional Gray equivale a 100 rad (Fossa & Orecchia, 2002). As lesões teciduais dependem da dose total de radioterapia, dose efetiva biológica, tamanho do campo irradiado, do número e intervalo entre as sessões, fracionamento da dose e agressão cirúrgica e/ou traumática ao tecido irradiado. Os casos severos de destruição tecidual, geralmente, estão associados a doses maiores que 7.000 cGy, embora 6.000 cGy possam resultar em ORN na mandíbula (Thorn *et al.*, 2000; Marunic *et al.*, 2000). Existem duas formas básicas de aplicação de radioterapia: teleterapia e braquiterapia. A escolha da radioterapia depende do tipo de câncer e da profundidade em que se encontra o tumor. Na teleterapia, a fonte de radiação é

emitida pelo equipamento a uma distância variável de 80 a 100cm da pele do paciente e é dirigida ao tumor. Os principais aparelhos são os aceleradores lineares e os aparelhos de telecobaltoterapia. Na braquiterapia, o isótopo radioativo emissor de raios gama é colocado em contato direto com o tumor, sendo, muitas vezes, intracavitário ou intersticial. Essa forma de tratamento é mais utilizada em tumores que ficam localizados em regiões onde são mais acessíveis ao médico terapeuta, como por exemplo: tumores localizados em colo de útero, na boca, brônquios e esôfago. A braquiterapia tem a vantagem de irradiar o tumor com doses altas, dando proteção aos órgãos e estruturas que o envolvem. Essa forma de tratamento vem se desenvolvendo na última década com a utilização de sistemas de alta tecnologia, que visam diminuir o tempo de exposição. Isto torna o tratamento mais prático, rápido, eficiente e aumenta o número de situações clínicas para seu emprego (Marx, 1983).

Na terapia, como em tratamento radioterápico, o paciente portador de câncer é sujeito às dosagens de radiação ionizante, e quando estas incidem nas regiões de cabeça e/ou pescoço, as restaurações dentárias são passíveis de receber essas mesmas dosagens, porém, observa-se que não é detectável mudanças na forma e estrutura destas restaurações e para os médicos radioterapeutas, o motivo principal de um tratamento radioterápico é erradicar o câncer.

Por esta razão, pesquisadores questionaram a ação da radiação nas propriedades químicas e físicas dos materiais restauradores. Contudo, sabe-se que o tipo de interação promovida pela radiação em materiais poliméricos não irá depender apenas da dose de radiação, mas de sua energia.

Haque *et al.*, (2001) avaliou o efeito de 640 Gy de radiação gama sobre resinas fotopolimerizáveis a base de uretano dimetacrilato (UDMA), por meio do espectrômetro infravermelho com transformada de Fourier. Para analisar somente as alterações ocorridas nos monômeros, as resinas foram preparadas sem carga. O intervalo de análise das amostras foi de 6 a 576 horas após a irradiação. No estudo constatou-se uma diminuição nas bandas C=C e C=O após a irradiação e,

também, apresentou uma diminuição em todos os grupos funcionais do monômero irradiado em relação ao controle. O aumento de 19 % na dureza de superfície *Vickers* também foi notado na pesquisa.

A análise química obtida através da espectroscopia infravermelho consiste em estudar compostos quando submetidos à energia radiante incidente que penetram na superfície da amostra, interagindo com as substâncias, e retorna à superfície após a absorção parcial e apresenta espalhamento múltiplo. Estes espectros que retornam à superfície fornecem bandas de absorção (comprimentos de onda-cm⁻¹) que correspondem às ligações químicas existentes nos compostos químicos de cada material, e com a análise das ligações químicas podem-se determinar possíveis mudanças espectroscópicas existentes na amostra (Cordeiro, 2006).

Pelo processo de absorção, a radiação ionizante causa alteração na estrutura química, interagindo com os átomos por meio de forças eletrostáticas e eletromagnéticas. Essa interação da radiação com os elétrons dos orbitais dos átomos pode fornecer energia suficiente ao elétron fazendo com que se separe do átomo. A energia pode ser transferida para o material e pode promover o espalhamento da radiação com ou sem perda de energia, absorção total ou parcial da radiação ou ainda atenuação da radiação. Os determinantes do tipo de interação são o número atômico, a densidade do material e a quantidade de energia da radiação. A interação da radiação nos biomateriais é capaz de promover a formação de radicais livres e a produção de espécies iônicas que, por consequência, podem causar a quebra de grupos funcionais ou quebra de cadeia principal e ainda formar reticulações (novas cadeias). Pequenas e altas doses de radiação podem induzir mudanças significativas nas propriedades físicas e mecânicas de alguns polímeros. Porém, quando se trata da interação da radiação ionizante com o material polimérico, há necessidade de se avaliar se é um evento primário de formação de radicais e íons ou uma ação secundária em que ocorre a reorganização de uma parte do composto em que ocorreu a ação da radiação. Os raios X e gama que se situam no fim do espectro eletromagnético são

caracterizados pela alta energia dos fótons e por possuir feixe de radiação com pequeno comprimento de onda e alta frequência. Esse tipo de radiação causa ionização em materiais biológicos e não biológicos e ainda promove quebra de ligações e mudanças químicas irreversíveis. A radiação pode interagir tanto com os elétrons como com o núcleo dos átomos do material irradiado, o que irá definir o tipo de interação (Cruz, 2005).

Em materiais como amálgama, a radiação ionizante promove um aumento da dose de radiação nas imediações desses materiais pela liberação da radiação secundária que é promovida pelo próprio material. Essa radiação secundária é característica a cada material de acordo com seu número atômico. Em materiais a base de polímeros a dose não aumenta e sim diminui, pois os materiais resinosos promovem a absorção da radiação com diminuição da radiação espalhada. Os radicais livres gerados nos materiais resinosos podem induzir reações químicas como reagentes químicos precursores e, assim, os íons, os radicais livres e as moléculas em estado excitado interagem entre si para promover estabilização do material. Essas interações causam alterações na estrutura química do composto, que podem ou não modificar suas propriedades físicas e mecânicas. A absorção da radiação ionizante pelos materiais resinosos ocorre de maneira aleatória, ao contrário do que ocorre com a radiação ultravioleta e luz visível, que são absorvidas em sítios específicos, de comprimento de onda de aproximadamente 470nm. As radiações ionizantes possuem comprimento de onda que variam de 0,01nm a 0,05nm e, portanto tem maior poder de penetração que a luz visível (Cruz, 2005).

Contrária à luz visível, os raios-X e gama não atuam nos grupos cromofóricos como a luz visível. A absorção de energia ionizante ocorre através da interação com o núcleo dos átomos e elétrons que giram ao redor deles. Quando os raios-X e gama interagem com os elétrons nos orbitais atômicos ou moleculares, três processos são possíveis de ocorrer: efeito fotoelétrico, efeito Compton e formação de pares. Os polímeros, quando expostos à radiação de alta energia, podem formar ligações cruzadas ou quebra da cadeia principal, em

decorrência da ação dos radicais livres. Geralmente as propriedades mecânicas destes, os quais sofreram ligações cruzadas devido à irradiação, são melhoradas como na elasticidade, resistência à tração e dureza que aumentam enquanto a solubilidade diminui com o aumento da dose de radiação. Portanto, quando altas doses são absorvidas, eles tornam-se muito duros e friáveis. Polímeros com constituintes aromáticos são mais estáveis quando irradiados, pois eles são levemente afetados quando comparados com os não aromáticos (Schnabel, 1981).

Buscando verificar a real mudança nos materiais restauradores disponíveis na época, Von Fraunhofer *et al.* (1989) analisaram o efeito da radiação no amálgama e em quatro compósitos resinosos, sendo que um destes quimicamente ativado e o restante fotoativado. As doses de radiação aplicadas foram crescentes de 2Gy a 80Gy. Os testes físicos mostraram nenhuma diferença estatística nas alterações ocorridas no amálgama e no compósito resinoso quimicamente ativado, o que não foi verdadeiro para os compósitos resinosos fotopolimerizáveis, onde houve alteração nas propriedades físicas do material conforme o aumento da dose de radiação. Observaram também um aumento linear da dureza das resinas em todos os casos. Diante dos resultados obtidos, os autores relataram que a radiação promoveu alteração nos materiais analisados, sendo que nos compostos fotopolimerizáveis as alterações foram estatisticamente significativas. O aumento da dureza contribuiu para diminuir a absorção de água e solubilidade. Assim sugeriu-se que a irradiação poderia ser benéfica para o material mediante o comportamento observado no estudo. Dando continuidade a esse trabalho, Curtis *et al.* (1991) realizaram um estudo equivalente utilizando apenas compósitos resinosos. Os materiais e a metodologia foram iguais, com mesma variação da dose de radiação e o teste mecânico realizado foi o de análise de desgaste. Neste estudo os resultados foram contraditórios mostrando que não houve alteração nos materiais e que o desgaste foi o mesmo para os materiais irradiados e não irradiados.

Para compreender a influência da radiação ionizante proveniente de exames radiográficos de diagnóstico ou tratamento radioterápico no comportamento químico dos materiais restauradores estéticos usados na odontologia, Cruz (2005) realizou um estudo para avaliar a ação da radiação aplicada com o aumento de dose e determinar quais possíveis alterações ocorreriam nas estruturas químicas destes materiais restauradores. No estudo foram usados dois compósitos resinosos fotopolimerizáveis, um ionômero de vidro modificado por resina fotopolimerizável e uma cerâmica de baixa fusão. Os espécimes do estudo foram irradiados com 0,25Gy, 0,50Gy, 0,75Gy e 1,00Gy por um aparelho de Co⁶⁰. Após o período de um mês da irradiação os corpos de prova foram analisados em um espectrômetro de infravermelho com transformação de Fourier com método de refletância difusa. Os resultados mostraram que a radiação ionizante interagiu com todos os materiais odontológicos estudados apresentando respostas diferentes em cada dosagem de radiação aplicada, não observado nenhum padrão de modificação linear determinado pelo aumento da dose de radiação. Vários grupos funcionais apresentaram-se susceptíveis à radiação, porém, as alterações ocorreram em bandas específicas, tanto na fração orgânica como na fração inorgânica dos compostos. Ocorreram alterações na estrutura química de todos os materiais irradiados, apresentando flutuações quantitativas dos grupos funcionais mais radiosensíveis quando comparados com o controle. Assim o estudo dos efeitos da radiação nos materiais restauradores tornou-se elucidado na literatura, porém muitos questionamentos acerca das possíveis situações de tratamento ainda são fomentados por pesquisadores.

Dentro deste contexto, Bulucu *et al.* (2006), investigaram possíveis diferenças na resistência de união ao cisalhamento de restaurações realizadas antes e após a irradiação. Foram utilizados no estudo dois sistemas adesivos unidos à dentina, sendo um convencional e um autocondicionante. As condições de tratamento foram às seguintes: irradiação + restauração, e restauração + irradiação. A dose total de radiação foi de 60Gy, aplicada em frações de 2Gy/dia por 5 dias/semana durante seis semanas. Os resultados mostraram que a

resistência de união nos grupos restaurados com o adesivo autocondicionante não apresentou diferença significativa para as diferentes condições. Já nos grupos onde o sistema convencional foi aplicado houve diferença significativa na resistência de união para as diferentes condições. Isso levou os autores a concluir que a radiação antes da realização do procedimento de união pode ter efeito adverso na resistência de união à dentina, dependendo do sistema adesivo utilizado.

Clinicamente, Hu *et al.* (2005) acompanharam por dois anos o desempenho clínico restaurações feitas com cimento de ionômero de vidro (CIV) em preparos convencionais e preparos tipo ART em cáries de radiação induzida em superfícies radiculares. Após dois anos, restaurações com sucessos foram relatadas em 65,2 por cento para o CIV convencional e 66,2 por cento para os preparos cavitários ART, não obtendo significância clínica ou estatística. Falhas nas restaurações representaram 82,8 por cento onde o defeito marginal foi de 17,2 por cento de todas as falhas. Não houve casos de desgaste insatisfatório da restauração ou cárie recorrente observados. Dentes com três ou mais superfícies cervicais restauradas representaram 79,3 por cento de todas as falhas ($P < 0,01$). Para cáries de superfície de raiz restauradas com CIV, o uso de instrumentos manuais apenas com o método ART foi uma alternativa igualmente efetiva para a instrumentação rotatória convencional para o preparo da cavidade. As restaurações maiores tiveram falhas maiores, geralmente de deslocamento.

Os cimentos de ionômero de vidro são compostos por um ácido poliacrílico e um pó vítreo de alumíniosilicato de cálcio (Crisp & Wilson, 1974; Hojo *et al.*, 1991). O mecanismo de união destes materiais ao tecido ocorre por meio de ligações químicas, onde se sugere que o ácido proveniente do material restaurador difunde-se no tecido amolecido, ou ligações iônicas são formadas com a hidroxiapatita presente (Wilson *et al.*, 1983). Segundo Kent *et al.* (1973), estes materiais apresentam alta solubilidade e baixa resistência mecânica devido a sua fase inicial de geleificação.

2.2 Estratégias de união

A falta de protocolo que especifique o tipo de material a ser utilizado no tratamento restaurador, faz com que o profissional opte pela escolha baseada em sua experiência clínica e pessoal, sem caráter científico (Jansma *et al.*, 1992). A busca por materiais restauradores que possibilitam mínimo desgaste de tecido dentário sadio e simplicidade da técnica tornou os sistemas adesivos o material mais amplamente usado na odontologia (Van Meerbeek *et al.*, Tay & Pashley, 2003).

A estratégia de união dente/restauração dos sistemas adesivos é atingida através de duas técnicas (Kanca, 1992): técnica úmida e técnica autocondicionante.

2.2.1 Evolução

Em 1951, Oscar Hagger, um químico suíço que trabalhava para “Amalgamated Dental Company” na Inglaterra, desenvolveu um ácido glicerofosfórico dimetacrilato para permitir a união da resina à dentina (Hagger, 1951, 1952). No ano seguinte, a primeira utilização desse produto foi feita por Kramer e McLean, onde através da microscopia óptica puderam analisar a união do material com a dentina. Neste estudo verificaram que a superfície com adesivo manchou mais facilmente com hematoxilina do que as superfícies controle. Mediante o achado, presumiram que a reação incomum do manchamento indicava que o primer resinoso havia modificado a dentina (Kramer & Mclean, 1952). Em seguida, Buonocore em 1955, observando a utilização do ácido fosfórico na indústria com a função de promover melhor adesão de tintas e coberturas acrílicas sobre superfícies metálicas, testou ácidos em superfícies de esmalte para avaliar as alterações ocorridas e melhorar sua superfície para união com materiais resinosos. Verificou que a união de uma resina acrílica ao esmalte podia ser substancialmente elevada através do condicionamento da superfície com ácido ortofosfórico na concentração de 85% por 30 segundos. Após um ano, Buonocore *et al.* (1956), avaliaram a união de uma resina acrílica sobre a superfície dentinária, condicionado-a com ácido hidrocloreídrico a 7% com aplicação de

adesivos. Verificaram que a resistência de união foi, aproximadamente, o dobro após o condicionamento ácido da superfície da dentina, mostrando que a união de materiais resinosos com o substrato úmido era possível. Porém essa tentativa de união à dentina não foi satisfatória, pois as resinas disponíveis apresentavam baixo molhamento e também pela falta de conhecimento da dentina como substrato para união, uma vez que os monômeros eram aplicados diretamente sobre a lama dentinária e, como o mecanismo de união era fundamentado em interações químicas com o substrato, forneciam baixos valores de resistência de união (aproximadamente 5 MPa). Estes valores baixos foram atribuídos pela falta de conhecimento da dentina como substrato para a união e pobre molhamento da superfície fornecido pelas resinas disponíveis não foi possível a completa infiltração destas no substrato dentinário (Mashall *et al.*, 1997). A qualidade do condicionamento do tecido pelos ácidos passou a ser testada por muitos pesquisadores, depois de percebido o fator dependente do tipo de ácido, concentração e tempo de aplicação.

Silverstone, em 1974, testou concentrações de ácido fosfórico em esmalte, para verificar a qualidade de condicionamento. Observou que concentrações entre 30 a 40% alteraram a superfície do esmalte melhorando a retentividade quando comparada às outras concentrações.

Em 1979, Fusayama *et al.* condicionaram o esmalte e dentina com ácido fosfórico a 40%, o que promoveu um bom condicionamento no esmalte, mas sobrecondicionou a dentina. Concentrações acima de 50% de ácido fosfórico produzem um precipitado (monocálcio fosfato monoidratado) que ao ser lavado é eliminado, ao passo que concentrações abaixo de 27% possibilitam a formação de um precipitado (dicálciofosfato diidratado) que não é facilmente removido (Chow & Brow, 1973), o qual pode interferir no procedimento de união com a resina (Gwinnett & Buonocore, 1965).

Tao *et al.* (1998), através da microscopia eletrônica de varredura, examinou os dois lados de amostras onde ocorriam falhas após a realização de ensaios mecânicos e observou que a lama dentinária era rompida coesivamente. No

entando, um estudo realizado por Watanabe *et al.* (1994) mostrou que a resistência de união é influenciada pelo modo com que a smear layer é produzida. Porém, de acordo com Toida *et al.* (1995), quando esta é removida pelo condicionamento ácido, não há diferença entre as resistências de união resina-dentina nas diferentes superfícies preparadas. Em vista dos resultados, concluiu-se que para aumentar os valores de resistência de união à dentina, a lama dentinária deveria ser modificada ou totalmente removida (Watanabe *et al.*, 1990; Watanabe & Nakabayashi, 1993; Toida *et al.*, 1995). O condicionamento ácido neste tipo de abordagem remove a smear layer - camada de esfregaço - produzida durante o preparo cavitário e desmineraliza a dentina subjacente numa profundidade de 3 a 5µm (Perdigão *et al.*, 1996), tanto no esmalte, quanto na dentina, remove a fase mineral e aumenta as porosidades desses tecidos, onde na dentina superficial, a presença de 1% de poros presentes pela existência dos túbulos dentinários antes do condicionamento, muda para 13,4% de área de superfície contendo túbulos cheios de água que podem servir como meio para infiltração de monômeros. Os 86,6% restantes consistem em dentina intertubular desmineralizada presente ao redor das fibrilas colágenas (Nakabayashi & Pashley, 1998). Fusayama *et al.* (1979) recomendavam escavar apenas a dentina cariada e não estender o preparo até dentina sadia, mantendo-se então a dentina afetada pela cárie, pois esta apresenta característica esclerótica e menor grau de permeabilidade que a dentina sadia (Marshall *et al.*, 1997; Yoshiyama *et al.*, 2002).

De acordo com a recomendação, o ataque ácido para remoção da *smear* layer não aumentava a permeabilidade dentinária. Porém, muitos clínicos acabavam estendendo o preparo cavitário além da dentina afetada pela cárie (relativamente impermeável) englobando a dentina hígida (relativamente permeável), além disso, os adesivos utilizados naquela época apresentavam baixa resistência de união com este tecido (aproximadamente 5MPa) (Tagami *et al.*, 1990). Isso ocorria em função dos monômeros resinosos utilizados não apresentarem características hidrófilas compatíveis com o tecido dentinário sadio, conferindo uma significativa irritação pulpar como resultado da invasão bacteriana

ao longo da margem cavitária. Assim, ficou estabelecido que as irritações pulpares fossem causadas pela invasão bacteriana e liberação de seus produtos secretores, e não pelo efeito dos ácidos sobre a polpa (Kanca, 1991; Gwinnett & Kanca, 1992; Pashley, 1992).

O processo de condicionamento ácido e seus subprodutos diminuem a energia superficial da dentina. A diminuição da energia superficial é resultado do processo de dissolução dos cristais de apatita expondo fibrilas colágenas. A grande quantidade de matriz orgânica promove formação de maior ângulo de contato entre a dentina e os monômeros dificultando a infiltração (Nakabayashi & Pashley, 1998). Isso ocorre porque as fibrilas colágenas ficam expostas ao meio úmido, como uma rede microrretentiva, para que monômeros do sistema adesivo a preencham na seqüência dos procedimentos operatórios (Hashimoto *et al.*, 2000).

Através de estudos com microscopia eletrônica de varredura, Nakabayashi *et al.* (1992a), demonstraram ser possível a penetração em profundidade de monômeros adesivos na dentina desmineralizada e em volta das fibrilas colágenas formando uma nova estrutura, a qual denominaram de camada híbrida. Resultados satisfatórios foram obtidos, quando os pesquisadores condicionaram a dentina com solução de cloreto férrico a 3% em ácido cítrico a 10% (solução 10-3) em conjunto com a aplicação da resina 4-META/metilmetacrilato-tri-*n*-butil borano (MMA-TBB). Diferentemente dos antigos sistemas de união, nos quais os monômeros não penetravam pelo substrato, com a utilização da solução 10-3 foi possível remover a *smear layer* e os *smear plugs* desmineralizando 5 µm do topo da superfície da dentina intertubular. Observou-se que o entrelaçamento entre resina polimerizada e substrato dentinário age como um envoltório ácido resistente e sela a dentina, prevenindo a hipersensibilidade pós operatória e cáries recorrentes.

2.2.2 Técnica úmida

Buonocore *et al.*, em 1956, verificaram a união de uma resina acrílica utilizando adesivos em superfícies dentinárias em alguns casos condicionadas por ácido hidrocloreídrico a 7% aplicado durante um minuto e em outros casos sem o condicionamento ácido. A fim de investigar a qualidade da durabilidade da união, as amostras foram estocadas em água. Os pesquisadores verificaram que a resistência de união do adesivo à dentina foi aproximadamente o dobro nos casos onde houve o condicionamento ácido da superfície da dentina, porém, o condicionamento não influenciou na união da resina acrílica ao substrato. Na maioria dos casos testados após um mês de armazenamento em água, a falha ocorreu entre a resina acrílica e o adesivo, indicando que a união com a dentina foi consideravelmente enfraquecida pela ação da água.

Em 1992, resultados satisfatórios foram obtidos usando-se adesivos em dentina condicionada por uma solução de cloreto férrico a 3% em ácido cítrico a 10%, conhecida como solução 10-3. Após o condicionamento, uma resina 4-META/MMA-TBB era aplicada. Esse procedimento, além de remover a smear layer, promovia desmineralização do tecido dentinário numa profundidade de 5µm. O resultado foi observado por microscopia eletrônica de varredura onde se pode observar a interação dos monômeros com o substrato dentinário. As imagens mostraram que os monômeros poderiam penetrar em profundidade na dentina desmineralizada e polimerizar em volta das fibrilas colágenas, e essa estrutura formada foi denominada camada híbrida (Nakabayashi *et al.*, 1992a). Quando o cloreto férrico foi retirado da solução 10-3, a dentina desmineralizada colapsava durante o processo de secagem e a camada híbrida não se formava. Esse colapso foi desfeito, quando um primer HEMA era aplicado após o condicionamento com ácido cítrico a 10%, aumentando a permeabilidade e reexpandindo a matriz, possibilitando a infiltração do monômero adesivo e a formação da camada híbrida. A combinação do condicionamento ácido a 10% e utilização do primer HEMA promoveu boa união utilizando a mesma resina 4-META/MMA-TBB, porém o tempo para reexpansão da dentina desmineralizada foi de uma hora (Nakabayashi

et al., 1992a). Assim, a técnica de união úmida foi recomendada por pesquisadores para prevenir o colapso da rede de fibrilas causado pela secagem da superfície, e manter a permeabilidade dos monômeros na dentina desmineralizada (Kanca 1992). Para tal recomendação os pesquisadores observaram bons resultados com um sistema de união à base de acetona contendo bifênil dimetacrilato. Usando um *primer* a base de acetona como solvente, porém substituindo o bifênil dimetacrilato por 4-META, um estudo foi realizado por Kato e Nakabayashi em 1996, onde se pode considerar o 4-META como estimulante da difusão de monômeros de maneira semelhante aos adesivos contendo 4-META/MMA-TBB, sendo mais influente sobre a resistência de união do que na manutenção da umidade dentinária (Gwinnett, 1992).

Em um estudo, Marshal *et al.* (1995) avaliando o grau de desmineralização da dentina intertubular e intratubular, chegaram a conclusão de que embora se esperasse que os túbulos dentinários pudessem servir de via preferencial de penetração do ácido, a densa matriz dentinária peritubular pode diminuir a velocidade do ácido tanto como a dentina intertubular menos densa, ou seja, o grau de desmineralização de ambas as dentinas foi igual.

De Goes *et al.* (1998) observaram que em 60 segundos o condicionamento do esmalte com ácido maleico produz alterações micromorfológicas semelhantes às produzidas pelos géis de ácido fosfórico a 10-30% por 15-60 segundos. Entretanto, o ácido fosfórico é o agente condicionador empregado na maioria dos sistemas de união comercializados atualmente. Isso ocorre em função deste ácido ser inorgânico e extremamente estável, podendo ser armazenado por longos períodos de tempo sem perder a sua efetividade. Além disso, apresenta baixo custo e desmineralização relativamente rápida dos tecidos, o que implica em ganho de tempo clínico durante o procedimento restaurador.

A técnica convencional ou técnica úmida utiliza um ácido fosfórico com concentração de 30 a 40%, o qual é aplicado sobre o esmalte e dentina, por um tempo mínimo de 15 segundos, e em seguida lavado com água. O ataque ácido do esmalte e dentina remove a fase mineral e aumenta as porosidades desses

tecidos, provocando a diminuição da energia superficial da dentina (Nakabayashi & Pashley, 1998). O condicionamento ácido neste tipo de abordagem remove a smear layer - camada de esfregaço - produzida durante o preparo cavitário e desmineraliza a dentina subjacente numa profundidade de 3 a 5µm (Perdigão *et al.*, 1996). Em função do condicionamento ácido desmineralizar a dentina peri- e inter-tubular e expor uma malha de fibrilas colágenas (Pashley *et al.*, 1981, 1993), no decorrer dos procedimentos a dentina deve ser mantida umedecida para que, como uma rede microretentiva, os monômeros do sistema adesivo penetrem, preenchendo-as na seqüência dos procedimentos operatórios (Hashimoto *et al.*, 2000). Quando a dentina é excessivamente desidratada, as fibrilas colágenas sem suporte mineral se colapsam formando pontes de hidrogênio, e os espaços microscópicos retentivos entre elas são ocluídos (Pashley *et al.*, 1993). Essa falência de função das fibrilas colágenas impede a penetração dos monômeros resinosos na matriz desmineralizada e, conseqüentemente, a formação da camada híbrida (Nakabayashi & Pashley, 1998). Neste momento, deve-se ter o cuidado de evitar o ressecamento das fibrilas colágenas, o que poderia impedir a infiltração dos monômeros resinosos (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Da mesma forma, quando o excesso de umidade esta presente na dentina durante a aplicação do adesivo, a resistência de união e o selamento dos túbulos dentinários são prejudicados (Tay *et al.*, 1996).

O limite entre os monômeros adesivos resinosos e as fibrilas colágenas depende da hidrífilia do monômero, sua solubilidade no solvente, sua solubilidade na água, e como estes solventes interagem com o colágeno (Van Meerbeek *et al.*, 1996). Para que os monômeros possam infiltrar por capilaridade para o interior das microporosidades criadas pelo tratamento ácido, há necessidade de preparação desta superfície através da aplicação de *primers* (Nakabayashi & Pashley, 1998). A aplicação de água e do *primer* na dentina seca faz com que aconteça o redimensionamento dos espaços pré-existentes devido à formação de pontes de hidrogênio das moléculas da água com os peptídeos colagenosos, quebrando as pontes intermoleculares e recuperando os valores de resistência de

união (Perdigão *et al.*, 1999; Carvalho *et al.*, 2003; Ferrari & Tay, 2003). *Primer* é uma solução balanceada de monômero hidrófilo (HEMA) e solventes orgânicos (acetona, álcool e/ou água), responsáveis pela modificação da superfície das fibrilas colágenas e pela permanência dos espaços interfibrilares da região desmineralizada do substrato dentinário melhorando o umedecimento deste (Nakabayashi & Pashley, 1998). Na pressão atmosférica o HEMA pode se considerado como não volátil, o que permite sua retenção à medida que seu solvente evapora durante a secagem com ar (Pashley *et al.*, 1997). O objetivo do uso do *primer* é substituir toda água ou mistura de solvente-monômero nos espaços interfibrilares com monômeros polimerizáveis (Nakabayashi & Pashley, 1998). Durante a substituição da água pela difusão do solvente, a matriz de colágeno pode tornar-se quimicamente desidratada de uma maneira análoga à desidratação física pela secagem dos *primers* com ar, porém a desidratação química faz com que a matriz dentinária fique enrijecida em seu estado expandido e não colapsado como acontece na desidratação física (Nakabayashi & Pashley, 1998). A condição ideal existe quando há alta permeabilidade do substrato dentinário e alta difusividade da solução monomérica (Nakabayashi & Takarada 1992). A incorporação de monômeros resinosos no substrato depende da solubilidade do solvente, da concentração aplicada, do coeficiente de difusão do monômero no solvente, da afinidade do monômero pelo substrato e o tempo permitido para a aplicação (Jacobson & Söderhom, 1995).

Nakabayashi e Pashley (1998) relataram que o uso de primers com acetona apresenta alguns problemas de difusão de monômeros, pois durante o procedimento de união úmida a primeira camada de primers a base de acetona na dentina desmineralizada se mistura com a água residual, o que pode provocar a saída dos monômeros resinosos que idealmente prenetrariam na matriz desmineralizada, bloqueando fisicamente de modo temporário a infiltração dos monômeros.

Swift & Bayne (1997) demonstraram que um adesivo de frasco único, contendo etanol e água como solvente obteve resistência ao cisalhamento tão

elevado quanto em adesivos à base de acetona. Além disso, os autores mostraram no mesmo estudo que o adesivo testado à base de etanol foi relativamente insensível ao grau de umidade presente na superfície dentinária.

Estudando o efeito da composição de sistemas adesivos na resistência à microtração em dentina, Nunes *et al.* (2001), observaram que adesivos contendo carga em sua composição aumentaram a resistência de união e a espessura da camada híbrida foi maior em relação aos adesivos que não continham carga. Relataram também que a carga presente nos adesivos não aumentou a viscosidade do material como não se acumulou na superfície condicionada, não alterando, portanto as propriedades mecânicas do material. As nanocargas podem infiltrar nos túbulos dentinários e na dentina intertubular desmineralizada, especialmente nos espaços entre as fibrilas de colágeno (Nunes *et al.*, 2001). Entretanto, Tay *et al.*, (1999) encontraram que cargas nanométricas na camada de adesivo permaneceram congestionadas em torno dos orifícios tubulares, no entanto, não foram encontradas no interior dos espaços interfibrilares da camada híbrida. Adversamente, em 2009, Di Hipólito realizando um estudo da morfologia da distribuição das partículas inorgânicas na região de interface de união e avaliação da resistência de união à tração observando o padrão de fratura, encontrou a presença de nanopartículas incorporadas ao adesivo *Adper Single Bond 2* (3M/ESPE) distribuídas de modo uniforme em toda extensão da camada híbrida, o que influenciou nas propriedades mecânicas de resistência de união à dentina, aumentada significativamente em relação aos outros materiais utilizados. O padrão de fratura predominantemente encontrado foi a fratura coesiva no adesivo e camada híbrida, sendo que o menor percentual de fratura coesiva na camada híbrida ocorreu no adesivo *Adper Single Bond 2* (3M/ESPE).

Após a aplicação do *primer*, um segundo material é aplicado em sequência antes da polimerização. Este material é denominado de adesivo e é constituído principalmente por monômeros hidrófobos (BisGMA, TEGDMA e UDMA) e monômeros hidrófilos em baixas concentrações. O adesivo, apesar de ser mais viscoso que o líquido monomérico do *primer*, possui fluidez adequada e espessura

suficiente para, respectivamente, infiltrar na superfície dentinária e ser prontamente absorvido formando uma rede de colágeno interconectada com a resina após seu processo de polimerização *in situ*, tornando a união capaz de absorver tensões incidentes melhorando a interface de união (Montes *et al.*, 2001).

Usualmente, os sistemas de união úmida podem apresentar dois ou três passos operatórios. Os sistemas de três passos realizam o condicionamento da superfície dentária com ácido fosfórico a 30-40%, depois de lavada, a superfície recebe a aplicação do *primer*, e um jato de ar é direcionado na cavidade para evaporação do solvente contido no *primer*, e por último, segue a aplicação do adesivo finalizando com a fotoativação. Outra forma de apresentação desses adesivos é representada por sistemas simplificados que utilizam apenas dois passos operatórios. Nestes sistemas, os componentes hidrófilos do *primer* e os componentes hidrófobos do adesivo estão balanceados quimicamente em um único frasco. O condicionamento ácido é feito ácido fosfórico a 30-40% e a superfície é lavada para remover todo o ácido presente. Após a remoção do excesso de água da cavidade o material é aplicado, onde inicialmente funcionam como um *primer* que após a volatilização do solvente adquire viscosidade semelhante à do adesivo. Porém, a manutenção do equilíbrio químico entre monômeros hidrófilos e hidrófobos é extremamente difícil de ser obtida. Comparando a efetividade da hibridização dentinária entre adesivos de dois e três passos, Van Meerbeek *et al.*, (1999) observaram que a simplificação dos sistemas torna a técnica crítica e sensível em relação à manutenção da rede fibrilar de colágeno e ao aumento da viscosidade do adesivo.

2.2.3 Técnica autocondicionante

Recentemente usada, a tática autocondicionante, previne o colapso da dentina desmineralizada, deixando a lama dentinária presente, usando monômeros ácidos para condicionar a superfície e assim evitar o enxágüe da superfície condicionada. Tal acontecimento previne a perda de massa dentinária e solubiliza os cristais de apatita presentes ao redor das fibrilas de colágeno,

permitindo a infiltração do monômero adesivo (Toida *et al.*, 1995; Watanabe *et al.*, 1990).

O sistema de união à dentina sem a remoção da *smear layer* não teve sucesso até 1990 devido à incapacidade de penetração dos monômeros na presença da camada de lama dentinária. Tal situação foi revertida por Watanabe *et al.*, (1990), os quais desenvolveram o primeiro sistema de união autocondicionante efetivo, que objetivava simplificar o procedimento técnico de aplicação dos adesivos, e conseqüentemente, melhorar a durabilidade da união, pois evitava o colapso das fibrilas colágenas. Este novo sistema baseava-se em uma solução aquosa de Fenil-P a 20% em HEMA a 30% (20P-30H) usado para união ao esmalte e dentina desgastados (Watanabe *et al.*, 1994). Devido a sua composição química, ficou conhecido como sistema 20P-30H e propiciou importantes informações a respeito do mecanismo de adesão à dentina coberta pela lama dentinária (Watanabe *et al.*, 1992; Watanabe *et al.*, 1994; Toida *et al.*, 1995, Nakabayashi & Saimi, 1996).

Os adesivos autocondicionantes são compostos por monômeros hidrófilos ácidos e água, contidos em concentrações balanceadas em um frasco (primer ácido) que promovem a desmineralização e a infiltração simultânea de monômeros resinosos hidrófilos (Van Meerbeek *et al.*, 2003). No outro frasco, o adesivo, é formado principalmente por monômeros hidrófobos. Os radicais ácidos são responsáveis pela desmineralização da estrutura dental, enquanto o componente metacrilato da molécula se encarrega da co-polimerização com os monômeros do adesivo e resina composta restauradora (Watanabe *et al.*, 1994). O objetivo dos sistemas adesivos autocondicionantes é promover o condicionamento ácido pela desmineralização superficial da dentina com a difusão simultânea dos monômeros na rede de fibrilas colágenas expostas. Dessa forma, o procedimento técnico é menos crítico por não haver envolvimento do controle de umidade como ocorre com as técnicas que preconizam a aplicação do condicionamento ácido (Frankenberger *et al.*, 2000).

Largamente pesquisados, os sistemas adesivos autocondicionantes, que utilizam o substrato seco previamente à sua aplicação, surgiram com o intuito de diminuir a sensibilidade da técnica úmida e consistem na incorporação da *smear layer* no processo de hibridização, isto é, a dissolução e/ou modificação da lama dentinária, em vez da sua completa remoção pela aplicação do ácido fosfórico (Sano *et al.*, 1995, Tay & Pashley, 2003, Lohbauer *et al.*, 2008).

Procurando obter um sistema adesivo autocondicionante com resultado clínico e laboratorial satisfatórios, desenvolveram-se inúmeros monômeros ácidos específicos (4-MET, 4-metacrilóxi-etil tri-metílico; 10-MDP, 10-metacriloxidecil di-hidrogênio fosfato; PHENYL-P, 2-metacrilóxi-etil fenil hidrogênio fosfato) derivados de radicais carboxílicos, que, além de promover maior estabilidade às formulações, são capazes de desmineralizar e infiltrar o substrato dentinário simultaneamente. O processo simultâneo de desmineralização e infiltração diminuem a discrepância existente entre ambos; além de reduzir significativamente a sensibilidade técnica e tempo clínico de aplicação (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Entretanto a incorporação de cristais de apatita dissolvidos, resíduos da *smear layer* e solvente permanecem dentro da interface de união; e, pouco se sabe se o comportamento destas partículas influencia na qualidade de camada híbrida (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Um melhor selamento poderia ocorrer com tais adesivos, já que não haveria discrepância entre a profundidade de condicionamento e a extensão de infiltração dos monômeros resinosos no substrato, resultando em uma menor ou nenhuma sensibilidade pós operatória (Cunha *et al.*, 2007, Tay *et al.*, 2002). Cardoso *et al.* avaliaram a microinfiltração nas margens dentinárias de restaurações com resina composta usando adesivos convencionais e autocondicionantes e concluíram que os sistemas adesivos autocondicionantes tem potencial para evitar a infiltração nas margens em dentina (Cardoso *et al.*, 2000), resultado observado também em outros estudos por Holderbaum *et al.*, (2000) e Ferrari *et al.*, (1997)

Baseado nas formulações, de acordo com o potencial de condicionamento ácido, determinado pela presença de um ou mais grupamentos carboxílicos ou

fosfato incorporados ao monômero ácido (Van Meerbeek *et al.*, 2001), os adesivos podem ser subdivididos em sistemas autocondicionantes de agressividade alta ou moderada (Tay & Pashley, 2003; Van Meerbeek *et al.*, 2003). Os adesivos autocondicionantes de agressividade alta apresentam pH menor ou igual a um. Esta elevada acidez resulta em profunda desmineralização dentinária semelhante ao condicionamento realizado pelos sistemas que utilizam a técnica úmida; onde a dentina apresenta fibrilas de colágeno expostas e cristais de apatita dissolvidos (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Tay *et al.*, 2002). Por outro lado, os sistemas de agressividade leve apresentam pH por volta de dois e desmineralizam a superfície dentinária apenas 1 µm em profundidade. Entretanto, as porosidades criadas são suficientes para proporcionar eficiente embricamento micromecânico, mesmo apresentando camadas híbridas mais finas que as produzidas pelos sistemas autocondicionantes de elevada agressividade. Neste tipo de desmineralização ocorre dissolução parcial dos cristais de apatita, mantendo-os unidos às fibrilas colágenas (Tay *et al.*, 2002; Van Meerbeek *et al.*, 2003). A presença residual de hidroxiapatita favorece a união química aos grupamentos carboxílicos dos monômeros MDP, (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Yoshida *et al.*, 2004; De Munck *et al.*, 2005) e promove a proteção das fibrilas colágenas contra a hidrólise, prevenindo degradação da união (Sano *et al.*, 1999; Hashimoto *et al.*, 2003b).

Outros sistemas recentemente introduzidos no mercado são classificados como sistemas autocondicionantes com agressividade intermediária, pois apresentam pH igual a 1,5. Apesar do pH com valor intermediário, estes sistemas adesivos alcançam adequada retenção micromecânica e, ainda, possuem uma interação química entre os cristais residuais de hidroxiapatita com alguns grupos funcionais dos monômeros ácidos, de maneira similar à observada com os sistemas autocondicionantes de agressividade leve (Van Meerbeek *et al.*, 2000 e 2003; Yoshida *et al.*, 2004; De Munck *et al.*, 2005).

Miranda *et al.* (2002) realizaram um estudo com adesivos de técnica convencional e autocondicionante. Para tal, utilizaram dois adesivos convencionais e dois adesivos autocondicionantes, sendo estes respectivamente

Single Bond® (3M ESPE), One Step® (Bisco), e Clearfil SE Bond® (Kuraray) e One-Up F® (Tokuyama). O método utilizado considerou dois tempos clínicos: antes e após a polimerização. Os resultados foram analisados estatisticamente pelo teste ANOVA e Tukey (5%), onde não foi encontrada diferença significativa entre os adesivos autocondicionantes antes da polimerização, entretanto os adesivos simplificados apresentaram resultados inferiores quando comparados aos convencionais, principalmente para o Single bond® (3M ESPE). A partir dos resultados obtidos, os pesquisadores concluíram que os adesivos autocondicionantes, apesar de apresentarem pH inicialmente ácido, são capazes de reverter essa condição, exceto o Clearfil SE Bond® (Kuraray), cujo aumento de pH não foi suficiente para alcançar neutralidade.

O mecanismo de autocondicionamento dos tecidos dentários, considerado tecnicamente como novo, vem sendo usado de maneira semelhante nos cimentos de ionômero de vidro. Porém, enquanto os cimentos de ionômero de vidro utilizam um polímero de alto peso molecular (polímero baseado no policarboxilato), os sistemas adesivos autocondicionantes utilizam monômeros de baixo peso molecular (Van Meebeek *et al.*, 2003).

O primeiro adesivo de passo único foi lançado em 1999 e introduzido no mercado odontológico com o nome Prompt L-Pop (ESPE Dental AG, Seefeld, Germany). Nesta versão, os fabricantes uniram o *primer ácido* com a resina adesiva dos sistemas autocondicionantes de dois passos. Este sistema, genericamente conhecido como “todos em um”, promove a dissolução da hidroxiapatita e infiltração dos monômeros através de um único passo clínico. Após uma leve secagem, forma-se uma fina camada do adesivo na superfície do esmalte, a qual é capaz de promover a retenção micromecânica do material restaurador (Frey O, 2000).

Comercialmente, os sistemas autocondicionantes podem ser classificados de acordo com o número de passos operatórios para sua aplicação, em sistemas autocondicionantes de “dois passos” ou “passo único” (*all-in-one*). Os sistemas autocondicionantes de “dois passos” são compostos por monômeros ácidos ou

derivados, monômeros hidrófilos e água, contidos em um frasco (*primer ácido*); enquanto que um segundo frasco apresenta concentrações balanceadas de monômeros hidrófilos e hidrófobos (Clearfil SE Bond /Kuraray - agressividade leve; Adhe SE /Ivoclar-Vivadent – agressividade intermediária). Os radicais fosfatos (10-MDP e phenil-P) e os radicais carboxílicos (4-MET) dos monômeros ácidos são responsáveis pelo condicionamento das estruturas dentais após a ionização deste na presença de água (Tay *et al.*, 2001); enquanto que o componente metacrilato da molécula disponibiliza-se para a co-polimerização com o adesivo e o compósito restaurador (De Goes, 2001). Recentemente, surgiram novos produtos também denominados sistemas adesivos “todos em um”, como os sistemas Prompt L-Pop 2 (3M/ESPE) e Adper Prompt L-Pop (3M/ESPE). Apesar desta denominação, todos os sistemas adesivos “todos em um” vêm acondicionados em dois compartimentos. Isto faz com que foto-iniciadores sensíveis à acidez sejam incorporados à solução ácida no momento da sua aplicação, evitando-se, assim, que estejam alterados antes do uso. Devido ao pH desses sistemas ser igual a 1 ou ainda menor, são considerados sistemas agressivos (Van MeerbeeK *et al.*, B 2003).

Procurando obter a explicação para a presença de “espaços vazios”, que são originados ao redor de fibrilas colágenas não envolvidas pela infiltração da resina, Carvalho *et al.* (2004) especularam que a simplificação dos sistemas adesivos direcionada pelo mercado, embasada na sensibilidade da técnica úmida de união, levou os fabricantes a produzir sistemas autocondicionantes que contêm uma mistura complexa de monômeros ácidos, solvente e água, os quais são altamente hidrófilos por natureza. Estes polímeros altamente hidrófilos funcionam como membranas permeáveis que permitem a movimentação da água pela sua espessura, mesmo após serem polimerizados. A permeação de água ao longo da camada adesiva cria caminhos que formam canais preenchidos de água. Assim, adesivos autocondicionantes são originalmente disponíveis em um conjunto de 2 frascos, para segregar os monômeros ácidos da água que é requerida para ionização desses monômeros. Quando a água é incluída com os monômeros

ácidos em primers autocondicionantes de frasco único (como MDP no *Clearfil SE Bond®* e *Clearfil Protect Bond®*), a hidrólise dos grupos fosfato pode resultar na geração de um polyol, ácido metacrilato e ácido fosfórico. Similarmente, a quebra hidrolítica dos monômeros ácidos nos adesivos autocondicionantes de frasco único pode resultar na geração de polietileno glicol, ácido metacrilato e ácido trimetílico. Ambos, ácidos fosfórico e trimetílico são ácidos não polimerizáveis que tem a primeira constante de dissociação ácida similar, assim como, os monômeros resinosos correspondentes. Os ácidos não polimerizáveis podem continuar condicionando a dentina abaixo após a formação da camada híbrida, permitindo a existência uma zona de dentina parcialmente desmineralizada e não infiltrada por monômeros abaixo da camada híbrida formada por alguns adesivos autocondicionantes.

Em 1992, Barkmeier & Cooley avaliaram os sistemas adesivos de diversas gerações. Observaram através de testes de cisalhamento que a união de compósitos restauradores ao esmalte tem sido satisfatória e que a microinfiltração neste substrato está relativamente diminuída. Em dentina observaram que as primeiras gerações de sistemas adesivos tinham um desempenho inadequado com baixos valores de força de resistência ao cisalhamento e grande microinfiltração marginal. No entanto, as gerações mais recentes, que condicionavam a dentina com o intuito de remover a *smear layer* e se unir diretamente à dentina subjacente desmineralizada, melhoravam consideravelmente os valores dos testes laboratoriais quando comparados àqueles encontrados nas gerações anteriores em relação à resistência ao cisalhamento e à microinfiltração.

Toledano *et al.* (2001) avaliaram a influência dos sistemas adesivos autocondicionantes na resistência de união em esmalte e dentina. No estudo, foram utilizados três sistemas adesivos, sendo um convencional (Scotchbond Multi-Purpose Plus®) e dois autocondicionantes (Clearfil SE Bond®; Etch&Prime®). Os resultados obtidos mostraram que não houve diferença significativa entre os sistemas adesivos testados. Diante dos resultados, os

autores concluíram que os sistemas autocondicionantes podem ser uma alternativa quando se deseja reduzir o tempo nos procedimentos adesivos.

Ibarra *et al.* (2002) analisaram a resistência de união de dois sistemas adesivos autocondicionante e esmalte de dentes bovinos, por meio do teste de resistência ao cisalhamento. O esmalte foi deixado intacto em um dos grupos avaliados, enquanto que no outro grupo ele era desgastado superficialmente com pontas diamantadas, além disso, um adesivo convencional foi utilizado como controle. Foram utilizados no estudo os sistemas adesivos Clearfil SE Bond® (Kuraray), o Prompt L-pop® (3M ESPE) e o Scotchbond Multi-Purpose® (3M ESPE), os espécimes foram submetidos a uma força vertical de 1mm por minuto até que ocorresse a falha. Os resultados mostraram não haver diferenças significantes entre os sistemas empregados, concluindo que a união dos sistemas adesivos convencionais ao esmalte tem sido satisfatória visto que, por ser um tecido altamente mineralizado com pequena presença de matéria orgânica e água, a união de substâncias hidrófobas como adesivos resinosos é facilitada; assim, muitas vezes constata-se a ausência de microinfiltração em esmalte independentemente do tipo de sistema adesivo empregado.

Cardoso *et al.* (2000) utilizaram estudos laboratoriais para testar materiais antes do seu emprego clínico. Neste estudo avaliaram a microinfiltração nas margens dentinárias de restaurações com resina composta usando quatro sistemas adesivos simplificados: Etch & Prime 3.0® (Degussa), Prime & bond NT® (Dentsply), Clearfil Liner bond 2V® (Kuraray) e Clearfil SE bond® (Kuraray). As restaurações foram submetidas a estresse térmico e mecânico, e analisadas quanto ao grau de microinfiltração. Concluiu-se que os sistemas adesivos autocondicionantes apresentaram potencial para evitar a infiltração nas margens em dentina. Da mesma forma, Vieira & Leão (2001) compararam a eficácia do adesivo dentinário monocomponente Prime & Bond 2.1 (Dentsply) com o adesivo autocondicionante Etch & Prime 3.0 (Degussa) em relação a capacidade de selamento marginal. Após a realização das restaurações, os dentes foram termociclados e seccionados para verificação dos níveis de infiltração. De acordo

com os resultados, não foram observadas diferenças significantes entre os adesivos utilizados.

Buscando a comparação da espessura da camada híbrida proporcionada por sistemas adesivos atuais, Susin *et al.* (2003) realizaram um estudo diferenciando as condições do substrato dentinário (úmido, desidratado e reumidificado). Da análise dos resultados, obteve-se que os adesivos de condicionamento total apresentaram comportamento semelhante para todos os substratos, sendo que em dentina úmida a espessura da camada híbrida foi maior, porém os adesivos autocondicionantes apresentaram diferentes performances, quando comparados aos condicionantes ácidos, apresentando melhores resultados na dentina reumidificada.

Em 2001, Pashey & Tay realizaram um estudo buscando comparar a eficiência de sistemas adesivos autocondicionantes em superfícies de esmalte nas condições íntegro e desgastado. Com esse estudo puderam mostrar que, tanto no esmalte íntegro quanto no desgastado, a aplicação do *primer ácido* dos sistemas autocondicionantes de dois passos é capaz de criar suaves microporosidades nestas superfícies. Estas microporosidades permitem a infiltração dos monômeros resinosos e a formação de uma “camada híbrida verdadeira”, medindo cerca de 100nm de espessura. Diferentemente da camada híbrida formada pelos sistemas convencionais, que apresenta aproximadamente 10 µm de espessura e a formação de prolongamentos medindo cerca de 1µm de comprimento (macrotags), a camada híbrida formada pelos sistemas autocondicionantes de dois passos apresenta prolongamentos de ordem nanométrica (micro-tags) (Hashimoto *et al.*, 2003; Inoue *et al.*, 2003; Van MeerbeeK *et al.*, 2003). Adicionalmente inclui-se a esse acontecimento, o fato de monômeros como o 4-MET (4-metacrilóxi-*etil* tri-melítico), 10-MDP (10-metacrilóxi-decil di-hidrogênio fosfato) e Phenyl-P (2-metacrilóxi-*etil* phenyl hidrogênio fosfato) presentes na composição de alguns sistemas autocondicionantes, apresentarem potencial de união química com o cálcio da hidroxiapatita residual (Van MeerbeeK *et al.*, 2003; Yoshida *et al.*, 2004). De

maneira similar, Di Hipólito (2005) avaliou o efeito dos sistemas adesivos autocondicionantes Prompt L-Pop® (ESPE), Adper Prompt® (3M/ESPE) e Clearfil SE Bond® (Kuraray) no esmalte íntegro (I) e desgastado (D), em comparação com o sistema que utiliza o ácido fosfórico como condicionador Single Bond (SB-3M/ESPE). O sistema SB produziu valores médios de resistência de união estatisticamente superiores aos demais. Dentre os adesivos autocondicionantes, os melhores resultados foram alcançados pelo PLP, sendo estatisticamente superior ao AD que foi igual ao SE. As condições I e D do esmalte não exerceram influência sobre os resultados de microtração, independente do sistema adesivo empregado. O ácido fosfórico produziu os maiores níveis de alteração morfológica independente da condição do esmalte. Os adesivos autocondicionantes produziram diferentes morfologias após condicionamento. A ação dos adesivos PLP e AD foi mais efetiva quando comparada com o SE, tanto no esmalte I quanto D. Houve predominância do padrão de fratura tipo coesiva no esmalte e adesivo para o sistema SB, enquanto o tipo coesiva no compósito resinoso prevaleceu nos adesivos autocondicionantes.

Tratando-se de sistemas adesivos autocondicionantes denominados “todos em um”, estudos com microscopia eletrônica de varredura têm mostrado que o padrão de condicionamento no esmalte é similar àquele obtido com o ácido fosfórico (Pashley & Tay, 2001; Van Meerbeek *et al.*, 2003). Van Meerbeek *et al.* (2003) relatam em seu estudo que estes sistemas formam camadas híbridas morfolologicamente semelhantes às aquelas formadas pelos sistemas convencionais, e os resultados para os sistemas autocondicionantes “todos em um” apontam valores de resistência de união, tanto para o esmalte quanto para a dentina, inferiores em relação a todos os outros sistemas adesivos. De modo semelhante, valores de resistência de união proporcionados por estes sistemas se assemelham ao dos sistemas convencionais, e decorrem de sua alta agressividade e potencial em alcançar retenção micro-mecânica com o esmalte (Miller, 2001, Pashley & Tay, 2001). Segundo outro estudo, quando submetidos à tensão de tração, estes adesivos rompem-se coesivamente em virtude de sua

fragilidade. Pode-se atribuir a esta característica, a interferência do ambiente ácido sobre a reação de polimerização, o que pode acarretar redução das propriedades mecânicas do adesivo (Pashley & Tay, 2001).

Com o objetivo de avaliar a resistência da união à tração e qualidade de camada híbrida de acordo com o modo de interação de diferentes sistemas adesivos com a dentina, Salvio (2006) utilizou um adesivo de técnica úmida, o Single Bond® (3M ESPE), e quatro sistemas adesivos autocondicionantes sendo dois deles de dois passos, Clearfil SE Bond® (Kuraray) e Adhe SE® (Ivoclar), e os outros dois de passo único, Adper Prompt® (3M ESPE) e Xeno III (Dentisply). Após os ensaios mecânicos os resultados obtidos mostraram que a maior resistência de união foi obtida pelo adesivo *Clearfil SE Bond®* (Kuraray), havendo predominância de fratura mista entre adesivo e camada híbrida para os adesivos SB, ADSE e XE, e fratura coesiva na camada de adesivo para os adesivos SE e ADP. Tratando-se de qualidade da camada híbrida, SB mostrou maior intensidade na deposição de grãos de prata metálica na camada híbrida quando comparado aos outros sistemas. Os adesivos XE e ADP mostraram quantias moderadas de grãos de prata metálica na camada híbrida e, diferentemente dos demais, dentro da camada de adesivo. Como conclusão obteve-se que, de acordo com o modo de interação dos sistemas adesivos com a dentina há formação de diferentes padrões de camada híbrida que, provavelmente, influenciou nos valores de resistência de união.

Introduzido no mercado odontológico recentemente, o compósito restaurador chamado *Silorano*, possui um sistema monomérico híbrido que contém estruturalmente metade de siloxano e oxirano. Apresenta biocompatibilidade e taxas de citotoxicidade tão boas ou melhores que os monômeros metacrilatos como o Bis-GMA. Com relação às propriedades dos siloranos, o siloxano apresenta carácter hidrófobo e o oxirano tem alta reatividade e menos contração de polimerização que os metacrilatos. E esse é o principal avanço do novo material, por ter a capacidade de minimizar a contração e a tensão que usualmente ocorrem durante a polimerização (Eick *et al.*, 2007).

2.3 Ensaios mecânicos para resistência de união

O teste de microtração foi desenvolvido por Sano *et al.*, em 1994, com o objetivo de minimizar possíveis erros freqüentemente proporcionados pelos testes convencionais de tração. Os testes convencionais de tração e cisalhamento foram aplicados em muitos estudos para avaliar a resistência de união de diversos sistemas adesivos à estrutura do esmalte e dentina. Entretanto, estes testes freqüentemente produzem falhas coesivas no substrato por falta de uniformidade na distribuição das forças na região de interface de união (Van Noort, 1991; Sano, 1994; Schreiner, 1998). Para solucionar este problema, o teste de microtração possibilitou a diminuição do número de falhas coesivas no substrato devido a uma melhor uniformidade na distribuição das forças na região de interface de união. O teste recebeu esta denominação devido ao tamanho dos espécimes produzidos. Os espécimes são obtidos através de secções delgadas em série do substrato com áreas de secção transversal reduzida, o que permite uma melhor distribuição das forças em razão da homogeneidade das estruturas tornando possível uma real mensuração da resistência da união (Sano *et al.*, 1994). Outras vantagens do teste de microtração em relação ao teste convencional de tração são as possibilidades de avaliação da resistência da união em diversas regiões do mesmo substrato, a utilização de menor número de dentes, o cálculo da média e do desvio-padrão em um único dente e, ainda, testar a resistência de união em superfícies irregulares. Independente do valor da resistência de união, as fraturas ocorrem na região de interface do adesivo/substrato, autenticando a mensuração da união (Pashley *et al.*, 1999). Além disso, o teste de microtração permite verificar a efetividade da união a estruturas clinicamente relevantes como tecido cariado (Nakajima *et al.*, 1995) e dentina esclerótica (Tay *et al.*, 2000).

Quanto à solução de armazenagem para realização deste tipo de teste, estudos mostram que não há influência de métodos de desinfecção como da autoclave, do glutaraldeído a 2%, do formol a 10% e do óxido de etileno sobre a força de adesão à dentina de molares decíduos e verificaram que nenhum método foi capaz de alterar significativamente a adesão dentinária (Silva *et al.*, 2006;

Casellatto *et al.*, 2007) e a morfologia da dentina (Dewald *et al.*, 1995) . Entretanto, a solução de glutaraldeído provocou alteração na cor dos dentes (Pimentel, 1999).

2.4 Análise de padrão de fratura em MEV

Os valores numéricos obtidos através dos testes de resistência de união são insuficientes para prever o comportamento mecânico de um sistema de união. Diante das possibilidades do estudo, grande atenção tem sido dada à análise das superfícies fraturadas dos espécimes. Desse modo, os testes que utilizam área de secção transversal reduzida, como é o caso do teste de microtração, possibilitam a análise completa da área fraturada. As superfícies fraturadas contêm importantes informações em relação à integridade das estruturas envolvidas na interface de união. Utilizada pelos pesquisadores a microscopia eletrônica de varredura tornou-se parte indispensável nos estudos como método qualificado para examinar a interface de união (Perdigão *et al.*, 1995; Sano *et al.*, 1995; Van Meerbeek *et al.*, 2000).

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a região de união do adesivo à dentina de dentes humanos de pacientes que passaram pelo tratamento radioterapêutico e compará-la com a região de união do adesivo à dentina de dentes de pacientes não irradiados nas seguintes variáveis:

1. Resistência de união à tração;
2. Padrão de fratura.

A hipótese a ser testada no estudo é de que não há diferença nos valores de resistência de união entre dentes não irradiados e dentes irradiados e entre os adesivos utilizados.

4. MATERIAIS E MÉTODO

O projeto deste estudo foi aprovado ao Comitê de Ética em Pesquisa Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas e aprovado sob o número 156/2009 (Anexo).

Neste estudo foi utilizado um sistema adesivo com indicação para utilização na técnica úmida (sistema convencional) e outros dois com indicação de uso para técnica autocondicionante, sendo um deles de frasco único e outro de dois frascos (figura 1). O fabricante, composição e lote estão descritos na tabela 1.

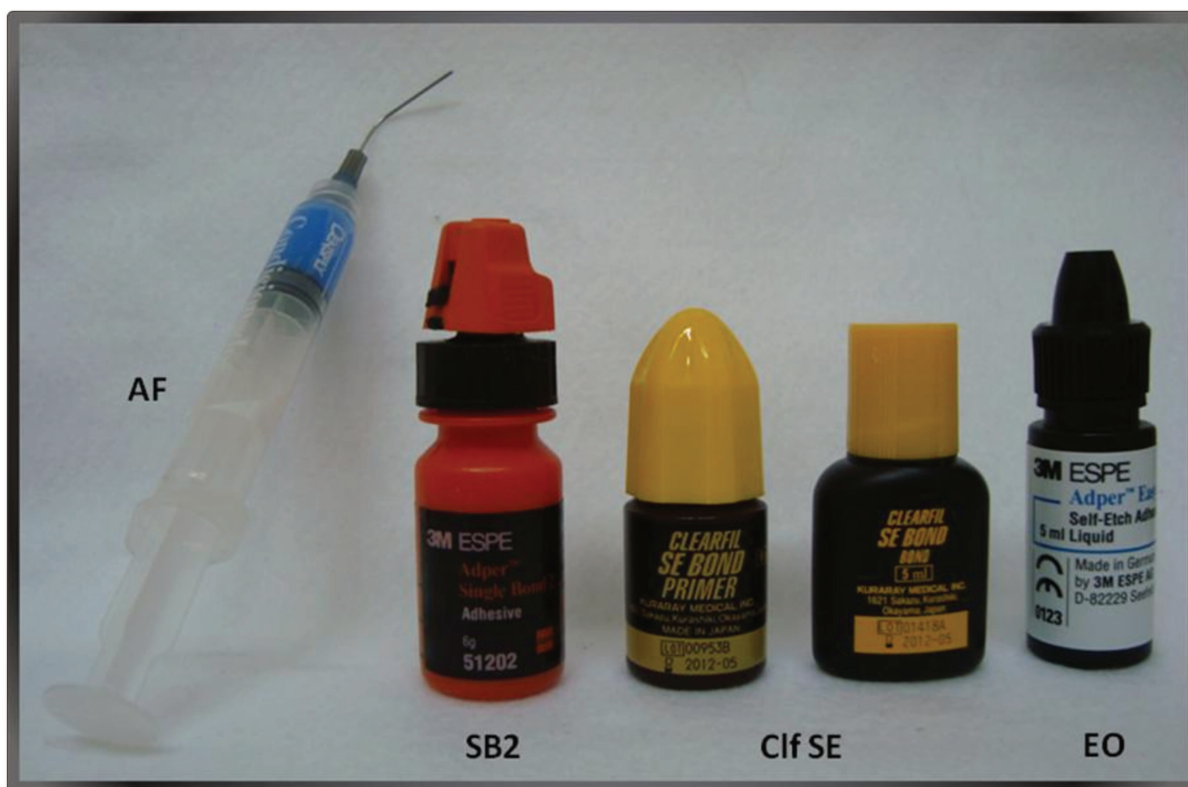


Figura 1- Materiais utilizados no estudo. **AF** – Ácido fosfórico; **SB** – Single Bond 2; **Cif SE** – Clearfil SE Bond; **EO** – Adper Easy One.

Tabela 1. Fabricante, composição e lote dos adesivos.

GRUPO	ADESIVO (FABRICANTE)	COMPOSIÇÃO	LOTE/VALIDADE
		Condicionador ácido fosfórico a 37%	
G1	Single Bond 2 3M ESPE	Bis-GMA, 2-hydroxyetil metacriato (HEMA), Diuretano dimetacrilato, Copolímero do ácido polialcenóico canforoquinona, Água, Etanol, Glicerol 1,3 dimetacrilato e 10% em peso de nanopartículas de sílica (5nm)	9UN/2011-12
G2	Easy One 3M ESPE	2-hydroxyetil metacriato (HEMA), Bis-GMA, Ésteres fosfóricos de metacrilato, 1,6 hexadionol dimetacrilato, Copolímero do ácido polialcenóico, Partículas carga (7nm), Etanol, Água, Iniciadores baseados na canforoquinona, Estabilizadores	354153/2011-01
G3	Clearfil SE Bond KURARAY	<i>Primer:</i> 10 MDP; HEMA; dimetacrilatos hidrofílos; canforoquinona; N,N dietanol-ptoluidina; água. <i>Adesivo:</i> 10 MDP; Bis-GMA; HEMA; dimetacrilatos hidrófobos; canforoquinona; N,N dietanol-ptoluidina; sílica coloidal silanizada.	61510/2012-05

4.1 Coleta, Armazenamento e Preparo dos dentes

Foram usados no estudo dezoito dentes incisivos centrais e laterais humanos hígidos extraídos por indicação clínica, e dezoito dentes incisivos humanos de pacientes do Hospital do Câncer A. C. Camargo que passaram pelo tratamento radioterápico com dose de 50-70 Gy, e foram coletados pelo Departamento de Estomatologia do Hospital do Câncer, A. C. Camargo (Tabela 2).

Tabela 2. Informações do tratamento dos pacientes

Paciente	Idade (anos)	Tipo de câncer	Tratamento	Efeitos colaterais	Dose de radiação (Gy)
1	56	CEC de base de língua	Quimioterapia Radioterapia	Cárie de radiação Osteorradionecrose Xerostomia	70
2	62	CEC laringe (seio piriforme)	Cirurgia Quimioterapia Radioterapia	Cárie de radiação Xerostomia	70
3	64	CEC em mucosa jugal direita	Cirurgia Quimioterapia Radioterapia	Cárie de radiação Xerostomia	60
4	66	Carcinoma adenóide cístico de nasofaringe	Cirurgia Quimioterapia Radioterapia	Cárie de radiação Xerostomia	64
5	67	CEC laringe (seio piriforme)	Cirurgia Quimioterapia Radioterapia	Cárie de radiação Xerostomia	64

Os dentes irradiados foram armazenados em formol 10% e os dentes não irradiados foram armazenados em solução de timol 0,1% até o início dos trabalhos. Os dentes foram limpos e a porção lingual/palatina equivalente á região do cingulo foi removida com a utilização de um disco de carborundum (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) de 7/8 de diâmetro montado numa peça reta e micromotor Kavo para expor a cavidade pulpar. Depois de exposta o acesso à cavidade foi feito com uma broca carbide esférica número 2 para alta rotação (KG Sorensen) e o tecido pulpar foi removido com uma cureta. Esta região foi restaurada utilizando ácido fosfórico 37% seguido da aplicação do adesivo Single Bond 2 (3M/ESPE), e posterior aplicação de compósito resinoso Filtek Supreme

(3M/ESPE). Após restauração da região pulpar, a superfície vestibular dos dentes foi desgastada com lixa de carbetto de silício de granulação 600 (Carborundum Abrasivos, Recife, PE, Brasil) sob refrigeração à água para expor a dentina média (adaptado de Inoue *et al.*, 2007). No momento em que a dentina foi exposta os movimentos passam a ser manuais e em direções alternadas, girando o dente em 90° para não criar ranhuras contínuas na superfície (Figura 2).

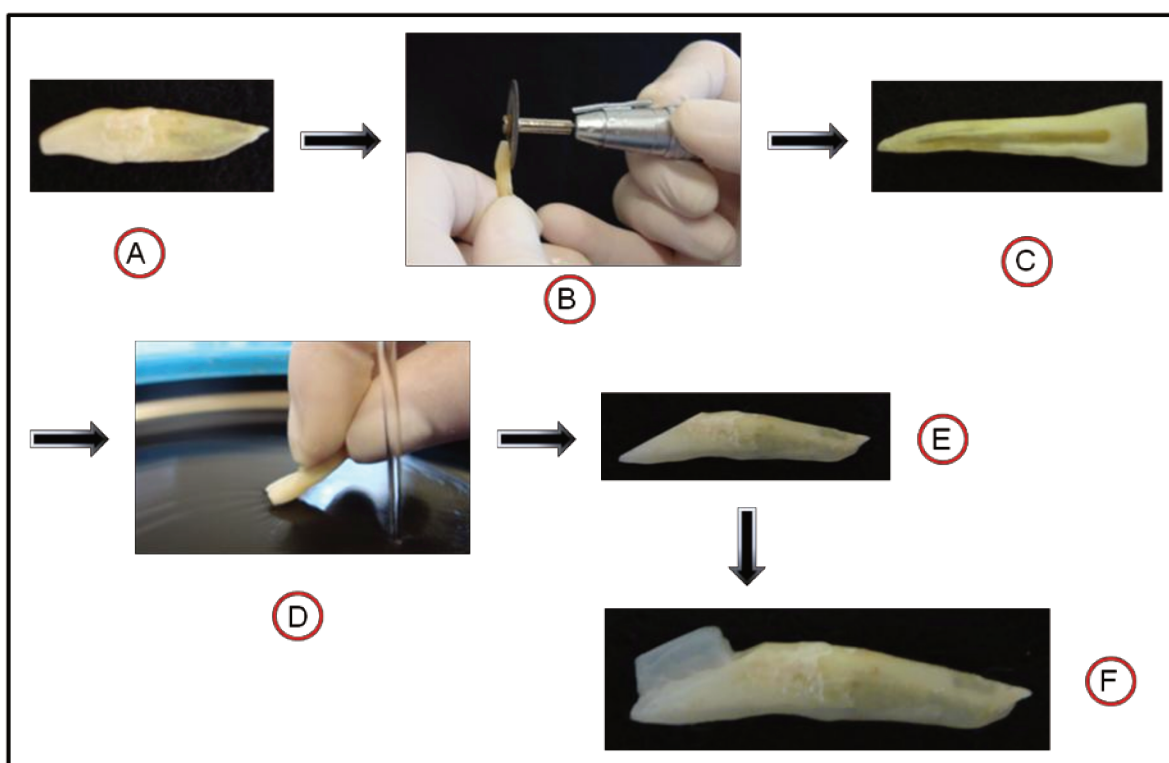


Figura 2 – Preparo e restauração do dente. A) Incisivo inferior antes do preparo. B) Corte da região lingal para exposição pulpar. C) Polpa removida. D) Desgaste da região vestibular para exposição dentinária. E) Aspecto do dente preparado para receber a restauração. F) Dente restaurado.

4.2 Tratamento restaurador

O tratamento restaurador foi conduzido após a o término da exposição de dentina da superfície vestibular dos dentes normais e irradiados (Figura 2). Os dentes foram aleatoriamente distribuídos em 6 grupos, sendo 3 grupos formados

por dentes normais e 3 grupos formados por dentes irradiados (n=6). Cada adesivo foi utilizado para restaurar seis dentes do grupo irradiado e seis dentes apresentando condição normal. A aplicação de cada adesivo foi feita de acordo com a tabela 3.

Tabela 3. Adesivos e modo de aplicação.

GRUPO	ADESIVO (FABRICANTE)	MODO DE APLICAÇÃO
G1	Single Bond 2 3M ESPE	Aplicação de ácido fosfórico 37 % por 15 segundos, seguindo de lavagem e remoção com água por 30 segundos. Aplicação de duas camadas consecutivas do adesivo e aplicação de um suave jato de ar por 10 segundos. Fotoativação por 10 segundos.
G2	Easy One 3M ESPE	Aplicar o adesivo por 20 segundos em toda a superfície da dentina com reaplicação de uma nova camada, em seguida aplique um suave jato de ar por 5 segundos. Fotoativação por 10 segundos
G3	Clearfil SE Bond KURARAY	Aplicar o primer com pincel/microbush durante 20 segundos e em seguida aplique um suave jato de ar. Em seguida aplique o bond e remova o excesso. Fotoativação por 10 segundos

Após o uso de cada adesivo foi construído um bloco de compósito resinoso (Filtek Supreme-3M/ESPE) sobre as superfícies em três incrementos de 2 milímetros. Cada incremento foi fotoativado (Curing Ligth XL 3000 – 3M/ESPE) por 40 segundos e irradiância de 450 mW/cm² monitorada por um radiômetro (Curing Radiometer Mode 100 – Demetron Research Corporation 5YE 51 Old Road Danbury, CT 06810-7377 – U.S.A). Finalizada a construção das restaurações de resina composta, os dentes foram armazenados em água deionizada por 24 horas.

4.3 Produção dos corpos-de-prova

Após o armazenamento cada dente foi fixado em uma base de acrílico com godiva aquecida e o conjunto foi levado a uma cortadeira de precisão (Isomet 1000 – Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA), onde se executou a secção dos conjuntos dente-restauração com um disco dupla-face de diamante (Extec, Enfield, CT, USA) em fatias de aproximadamente 0,8mm de espessura a uma velocidade de 300 rpm com irrigação abundante. A primeira série de cortes foi realizada no sentido mésio-distal, a segunda série de cortes feita no sentido vetíbulo-lingual. Assim foram produzidos corpos-de-prova com formato de palito e região restaurada com área de $0,8 \text{ mm}^2 (\pm 0,1 \text{ mm}^2)$. Todos os corpos de prova produzidos foram armazenados em frascos 5,0 ml de água deionizada a 37°C e identificados quanto ao grupo e condição experimental que pertencem até o momento do ensaio de tração, realizado após os cortes.

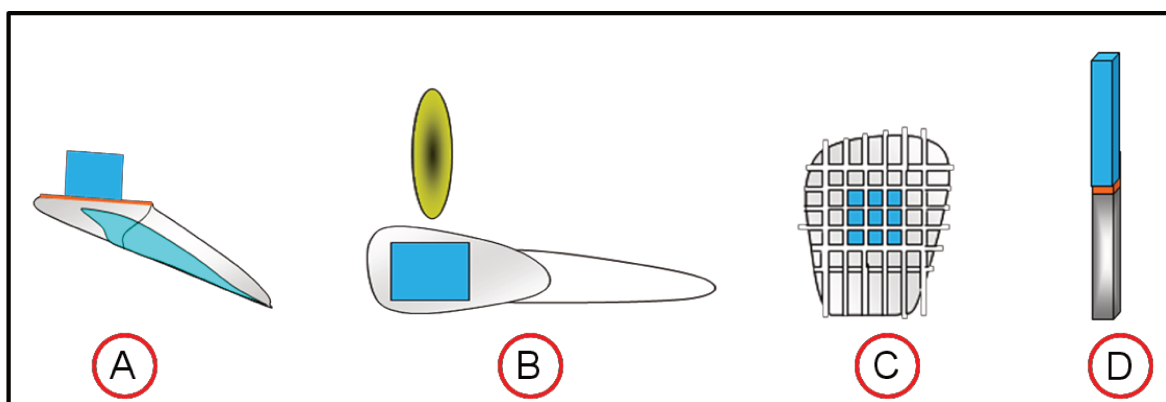


Figura 3 – Produção dos corpos de prova. A) Dente restaurado. B) Corte com disco diamantado no sentido longitudinal do dente. C) Corte finalizado no sentido mésio-distal e vetíbulo lingual. C) Espécime obtido no formato de palito.

4.4 Ensaio de tração

Com o auxílio de uma cola a base de cianoacrilato (Super Bond Gel – Locite Brasil Ltda.) e de uma substância aceleradora de presa (Zapit D.V.A., Corona, CA, USA), os espécimes foram fixados aos dispositivos de Geraldelli, e estes foram posicionados numa máquina universal de ensaio (Instron 4411,

Corona, CA, USA) com célula de carga de 500N (Static Load Cell – Instron). O ensaio de tração foi conduzido à velocidade de 0,5mm por minuto até a ruptura do corpo-de-prova, obtendo valores de resistência de união em quilogramas-força (KgF). A conversão dos valores em Mega Pascal foi realizada após a mensuração da área de secção transversal dos espécimes com um paquímetro digital eletrônico (Starret 727 – Starret Industria e Comercio LTDa – Itu – SP – Brasil) dividida por 100, obtendo a área do espécime em centímetros. Os valores em KgF foram divididos pela área dos espécimes e multiplicados por 0,0098 resultando nos valores em MPa.

Os valores originais de resistência da união à tração obtidos foram submetidos à análise de variância para dois fatores com nível de 5% de significância.

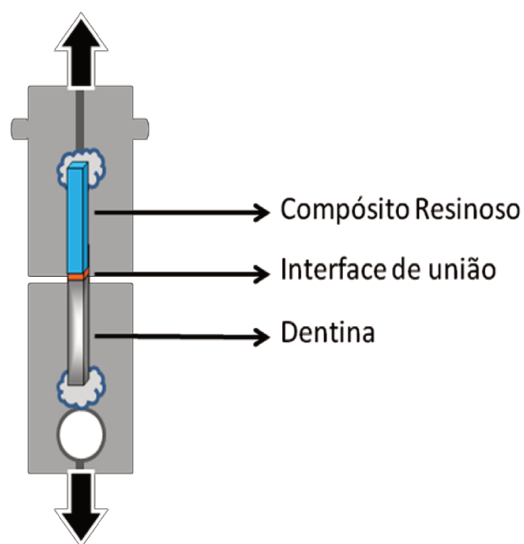


Figura 3. Ilustração da amostra fixada no dispositivo de Geraldelli para ensaio de tração



Figura 4 – Dispositivo de Geraldelli posicionado nos braços de suporte fixados na máquina de ensaio de tração universal para realização do ensaio de tração.

4.5 Análise do padrão de fratura em Microscópio eletrônico de varredura (MEV)

Os palitos fraturados foram armazenados por um período não superior a 24 horas e fixados em *stubs* de alumínio com auxílio de fita dupla face de carbono (Electron Microscopy Sciences, Washington 19034 – USA). Em seguida, todos os espécimes receberam cobertura de ouro-paládio (Balzers, modelo SCD 050 sputter coater, Balzers Union Aktiengesellschaft, Fürstentum Liechtenstein, FL-9496 – Germany) e observados em microscópio eletrônico de varredura (JEOL, JSM – 5600 LV, Tokyo, Japan) a uma aceleração de voltagem de 15 KV, WD=30mm e spotsize 28mm. Os padrões de fratura foram classificados de acordo com as seguintes categorias:

- ♦ Tipo I – fratura coesiva na dentina;
- ♦ Tipo II – fratura coesiva na camada híbrida;
- ♦ Tipo III – fratura coesiva no adesivo
- ♦ Tipo IV – fratura coesiva no compósito resinoso;
- ♦ Tipo V – fratura mista – coesiva na dentina, fratura coesiva no adesivo, fratura na base da camada híbrida e fratura coesiva na camada híbrida

5. RESULTADOS

5.1 Teste de Microtração

Os valores originais obtidos no ensaio de microtração foram submetidos à análise de variância sob dois fatores, em nível de 5% de significância. O resultado está descrito na tabela 4.

Tabela 4. Análise de variância

Causas da Variação	G.L	S.Q	Q.M	Valor F	Prob. >F
Tratamento	1	197.5446248	197.5446248	2.3811	0.12973
Material	2	3.0862021	1.5431011	0.0186	0.98244
TratxMat	2	163.9588856	81.9794428	0.9881	0.61408

Para todas as possíveis variações do estudo (tratamento, Material e a interação Tratamento X material) os valores de resistência de união não diferiram estatisticamente ($p=0,611408$), conforme a tabela 4. Assim, os valores de resistência de união para os dentes extraídos de pacientes que foram submetidos à radioterapia não apresentaram diferença estatística em relação aos valores de resistência de união dos dentes extraídos de pacientes não submetidos à irradiação. Além disso, os sistemas adesivos utilizados no estudo, na variável tratamento, também não diferiram estatisticamente nos valores de resistência de união à dentina.

Os valores médios de resistência de união à tração, o desvio padrão dos três sistemas de união empregados e as duas condições de tratamento (irradiado e não irradiado) estão representados na Tabela 5.

Tabela 5. Média da resistência de união dos sistemas adesivos unidos à dentina nas condições irradiada e não irradiada (MPa).

	IRRADIADO			NÃO IRRADIADO		
	Easy One	Clearfil SE	Single Bond 2	Easy One	Clearfil SE	Single Bond 2
Média	41,48	46,01	44,66	42,40	36,58	39,12
D.P	12,71	6,98	10,12	6,66	7,06	9,51

5.2 PADRÃO DE FRATURA

A figura 5 representa uma ilustração gráfica da distribuição percentual dos padrões de fratura observados para cada grupo experimental (Clf SE irr, Clf SE não irr, Easy Irr, Easy não irr, SB2 irr, SB2 não irr).

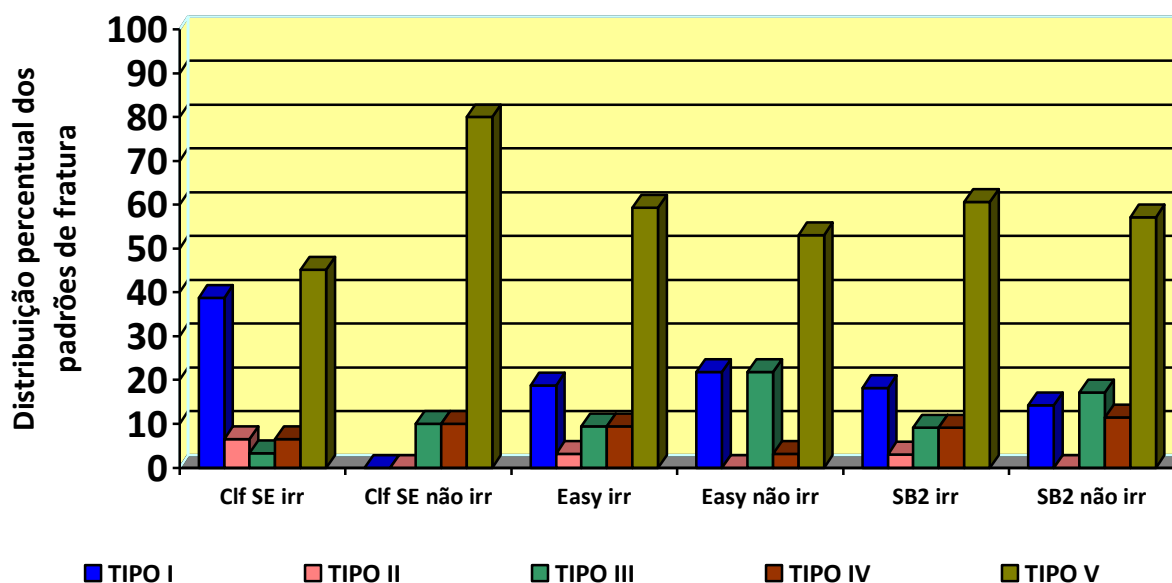


Figura 5 - Ilustração gráfica da classificação e distribuição (%) dos padrões de fratura da região da união da dentina de dentes irradiados e não irradiados com os sistemas adesivos. Clearfil SE irradiado = Clf SE irr; Clearfil SE não irradiado = Clf SE não irr; Easy One irradiado = Easy irr; Easy One não irradiado = Easy não irr; Single Bond 2 irradiado = SB2 irr; Single Bond 2 não irradiado = SB2 não irr.

Observou-se que o padrão de fratura em todos os materiais utilizados (Clearfil SE Bond, Easy One, Single Bond 2) tanto em dentes irradiados como em dentes não irradiados foi predominantemente do tipo V (fratura mista – fratura coesiva na dentina, fratura na base da camada híbrida, coesiva na camada híbrida e coesiva no adesivo).

Os padrões de fratura observados estão exemplificados nas fotomicrografias apresentadas nas figuras 6, 7, 8, 9, 10 e 11 e representam os diferentes tipos de fraturas ocorridos nas interfaces dos adesivos estudados. Cada foto ilustra o tipo predominante de fratura para cada sistema adesivo utilizado.

Na figura 6A, observa-se o padrão de fratura do predominante (tipo V) para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado em dentes de pacientes que foram submetidos à radioterapia (Clf SE irr). Em aumento de 800x (6B e 6D) nota-se a presença de fratura na base da camada híbrida (b). Na figura 6B há presença de túbulos parcialmente preenchidos. Na figura 6D estão os dos *tags* fraturados que preenchiam os túbulos dentinários da figura 6B, o que referencia a fratura na base da camada híbrida. Observa-se também a presença de fratura coesiva na camada híbrida (ch) em 6B e 6D. Este tipo de fratura é característica dos adesivos autocondicionantes como o Clearfil SE Bond.

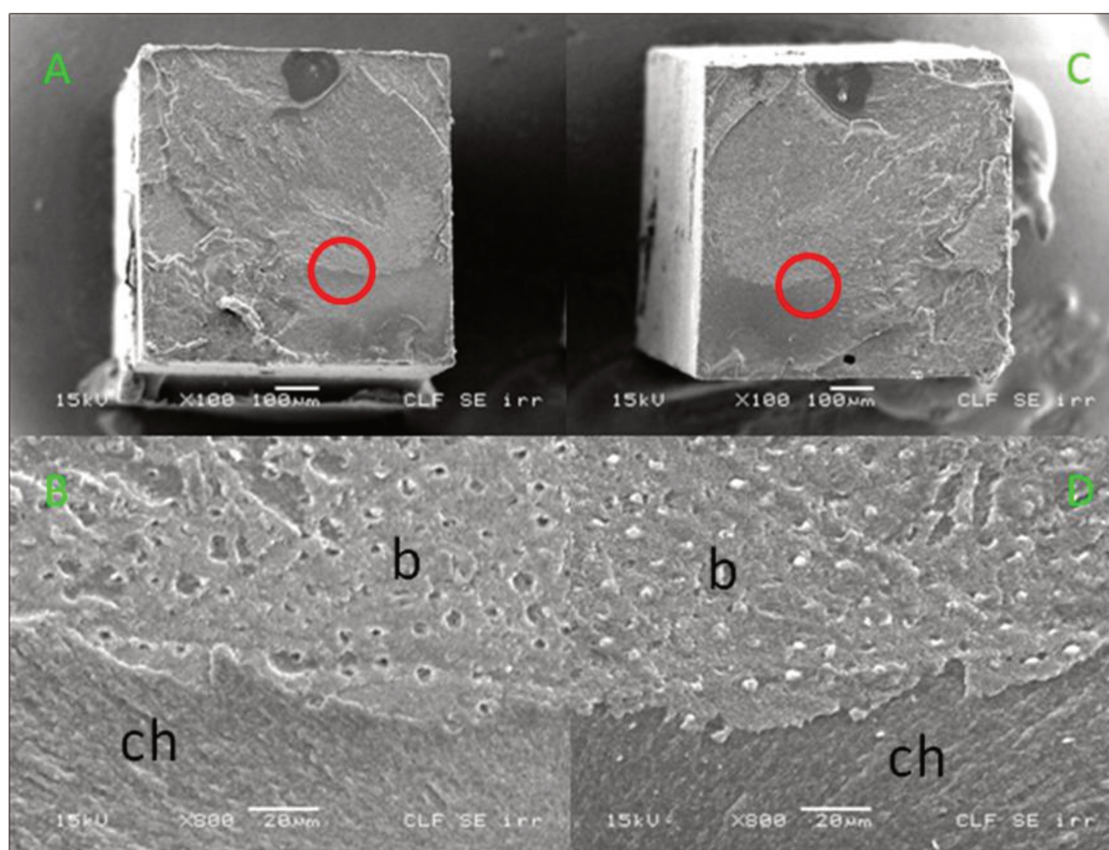


Figura 6—A) Fotografia em MEV ilustrando o padrão de fratura do tipo V obtido após o teste de tração na interface de união resina-dentina com o sistema Clearfil SE Bond (Clf SE irr). B) Imagem ilustrativa em maior aumento (800x) da área marcada na figura A, onde se nota Fratura na base da camada híbrida (b) e a camada híbrida fraturada coesivamente (ch) nos pares homólogos. D) A imagem ilustrada representa a fratura da interface homóloga à fratura, onde C representa o aumento do homólogo B.

Na figura 7A, observa-se o padrão de fratura do tipo V predominante para o sistema adesivo Clearfil SE Bond aplicado em dentes de pacientes que não foram submetidos à radioterapia (Clf SE não irr). Na figura 7B é possível verificar em maior aumento (800x) a presença de base de camada híbrida (**b**), onde os túbulos foram parcialmente preenchidos pelo adesivo, com presença de fratura coesiva no adesivo (**a**) e fratura coesiva na camada híbrida (**ch**), onde houve incorporação da *smear layer*, o que é característico de adesivos autocondicionantes como o Clearfil SE Bond. Em 7D observa-se túbulos fraturados não preenchidos, representando tipicamente a fratura na base da camada híbrida, onde em 7B há preenchimento dos túbulos.

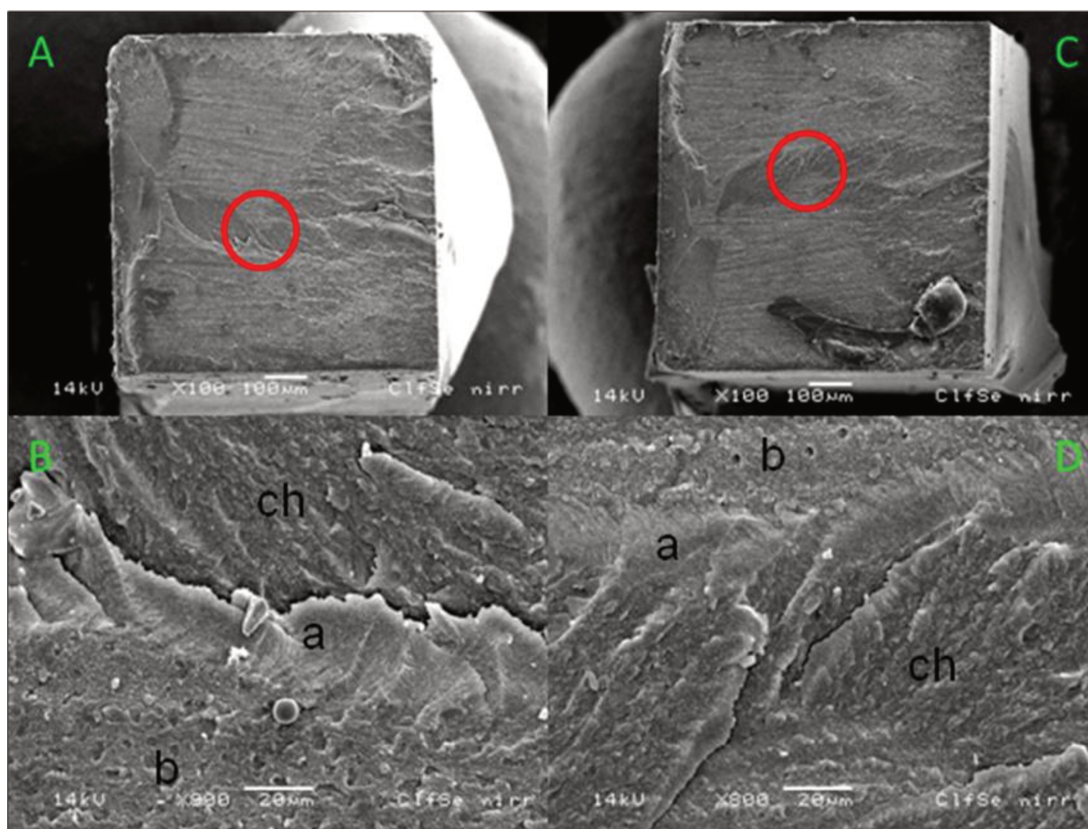


Figura 7–A) Fotografia em MEV ilustrando o padrão de fratura do tipo VI obtido após o teste de tração na interface de união resina-dentina com o sistema Clearfil SE Bond (Clf SE não irr). B) Imagem ilustrativa em maior aumento da área marcada na figura A, onde se nota a presença de camada híbrida (**ch**), adesivo (**a**) e base camada híbrida (**b**). D) A imagem ilustrada representa a fratura da interface homóloga à fratura, onde D representa o aumento do homólogo B e observa-se a presença de túbulos não preenchidos.

Na figura 8A, observa-se a imagem ilustrativa do tipo de fratura V predominante para o grupo Easy One aplicado em dentes de pacientes que foram submetidos à radioterapia (Easy irr). Na figura 8B verifica-se em maior aumento (800x) a região circulada na figura 8A. Observa-se a presença de fratura coesiva na camada híbrida (**ch**), fratura na base da camada híbrida (**b**) e fratura coesiva no adesivo (**a**).

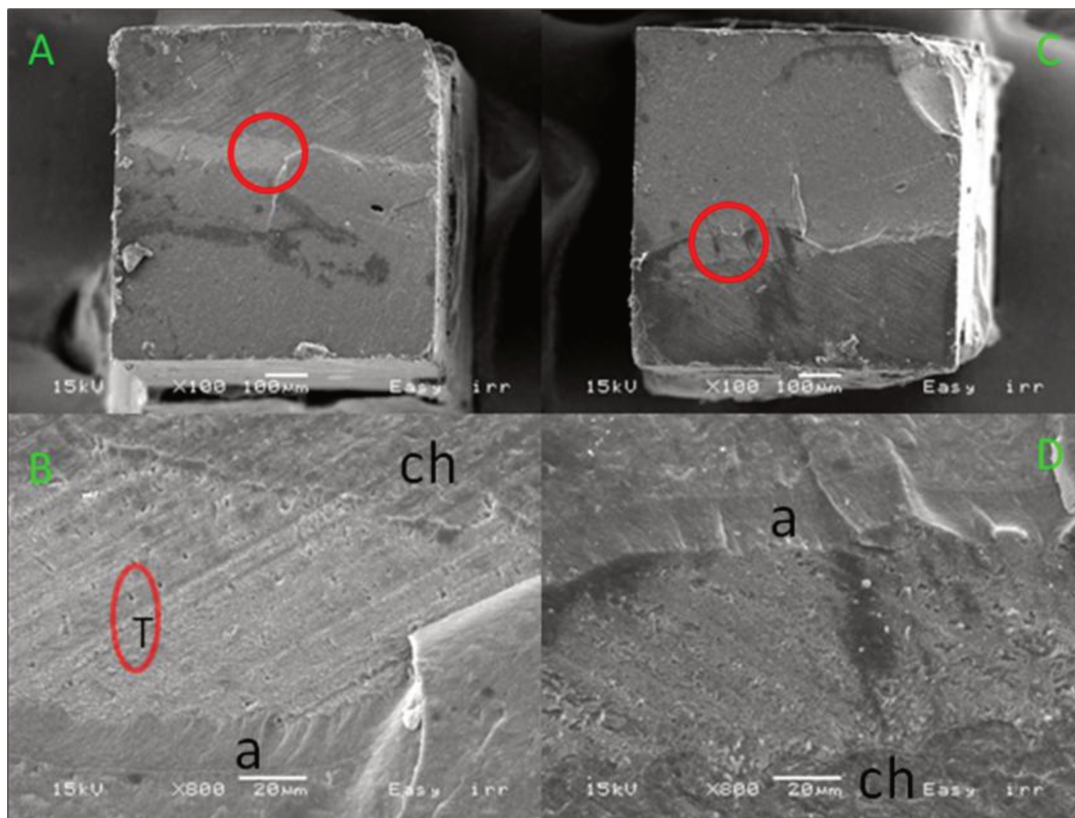


Figura 8—A) Fotografia em MEV ilustrando o padrão de fratura do tipo V obtido após o teste de tração na interface de união resina-dentina com o sistema Easy irr. B) Imagem ilustrativa em maior aumento da área marcada na figura B, onde se nota a presença de túbulos não preenchidos (**T**) em meio à camada híbrida caracterizando a fratura na base da camada híbrida. O local onde está localizada a letra (**a**) representa a camada de adesivo fraturada coesivamente e (**ch**) representa a camada híbrida. C) A imagem ilustrada representa a fratura da interface homóloga à fratura A, onde D representa o aumento do homólogo B.

Na figura 9A, observa-se a imagem ilustrativa do tipo de fratura V predominante para o grupo Easy One aplicado em dentes de pacientes que não foram submetidos à radioterapia. Na figura 9B verifica-se em maior aumento (800x) a região circulada na figura 9A. Observa-se a presença de fratura na base da camada híbrida (**b**), onde há presença de túbulos dentinários não preenchidos (**T**). Quando se observa o homólogo da figura 9B representado pela figura 9D, encontra-se a imagem dos *tags* (**t**) fraturados que preenchem os túbulos da figura 9B. Como os túbulos apresentam-se transversalmente, os *tags* acompanham seu formato transversal.

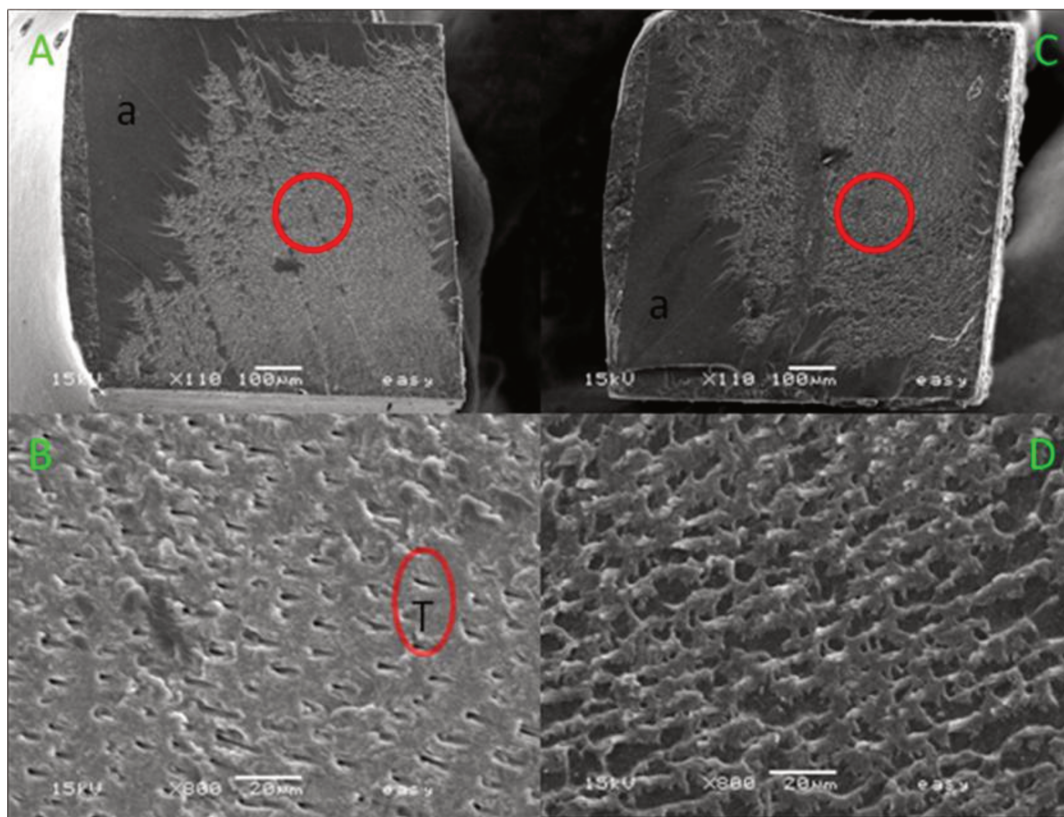


Figura 9—A) Fotografia em MEV ilustrando o padrão de fratura do tipo V obtido após o teste de tração na interface de união resina-dentina com o sistema Easy não irr. O local onde está localizada a letra (**a**) representa a camada de adesivo fraturada coesivamente. B) Imagem ilustrativa em maior aumento da área marcada na figura B, onde se nota a presença de túbulos não preenchidos (**T**) em meio à camada híbrida caracterizando a fratura na base da camada híbrida. C) A imagem ilustrada representa a fratura da interface homóloga à fratura A, onde D representa o aumento do homólogo B.

Na figura 10A, observa-se a imagem ilustrativa do segundo tipo de fratura do tipo V predominante para o sistema Single Bond 2 aplicado em dentes de pacientes que foram submetidos à radioterapia. A imagem 10B representa a região delimitada pelo círculo na figura 10A. Na imagem 10B pode-se observar, com o aumento de 800x, a presença de *tags* (**t**) no canto superior direito e a camada de adesivo (**a**) no canto inferior esquerdo. A figura 10C representa o correspondente da figura 12A. Na figura 10D, é possível visualizar no canto superior esquerdo a imagem negativa dos *tags* presentes na figura 10B representada por túbulos não preenchidos (**T**). Essa condição é característica de fratura na base da camada híbrida. Observa-se também fratura na camada do adesivo (**a**) no canto inferior direito da figura 10D.

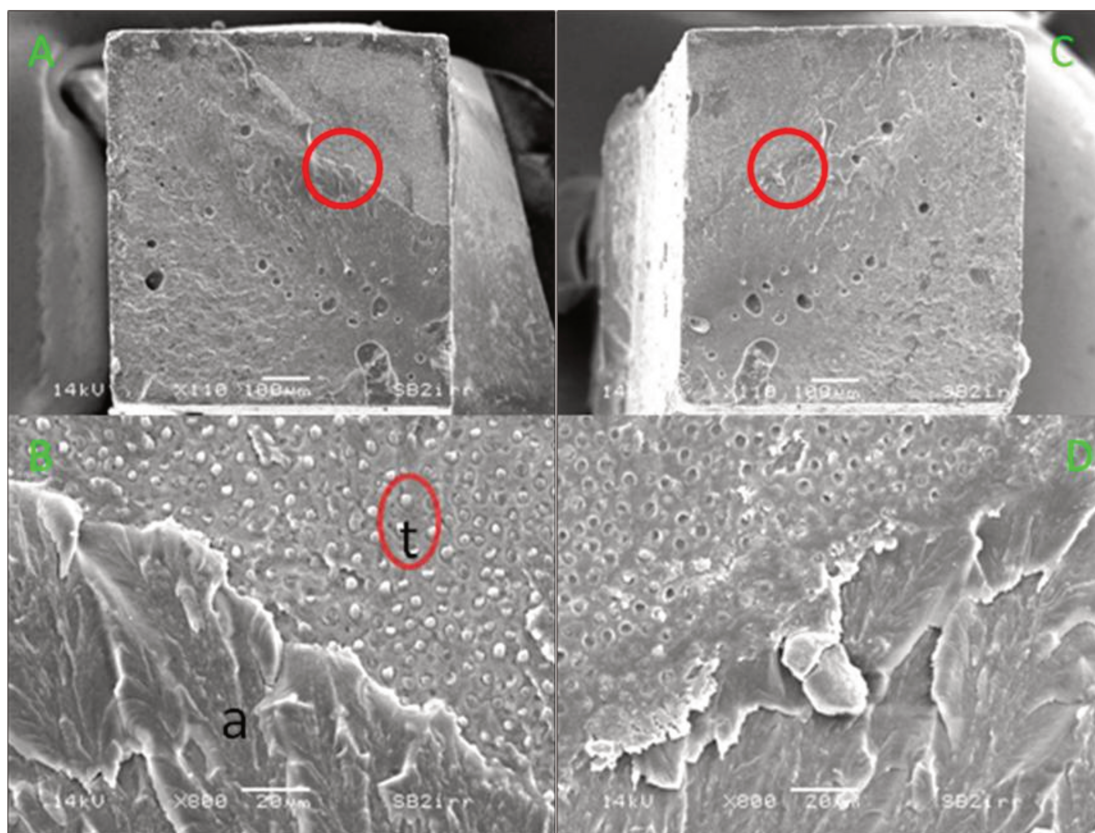


Figura 10—A) Fotografia em MEV ilustrando o padrão de fratura do tipo V obtido após o teste de tração na interface de união resina-dentina com o sistema Single Bond 2 (SB2 irr). B) Imagem ilustrativa em maior aumento da área marcada na figura A, onde se nota a presença de *tags* (**t**) e adesivo (**a**). C) A imagem ilustrada representa a fratura da interface homóloga à fratura A.D) representa o aumento do homólogo B.

Na figura 11A, observa-se a imagem ilustrativa do padrão de fratura do tipo V predominante para o sistema Single Bond 2 aplicado em dentes de pacientes que não foram submetidos à radioterapia. Na imagem pode-se observar a presença de partes da camada de adesivo na região central, onde em um dos lados há presença de fratura coesiva na camada de compósito resinoso e no outro lado há presença de fratura na base da camada híbrida. A figura 11C representa o aumento (800x) da região delimitada na figura 11A. A figura 11C e 11D ilustra a parte homóloga do espécime fraturado onde se observa, também, a camada de adesivo (**a**), o compósito fraturado coesivamente e os *tags* (**T**) que se desprenderam da camada híbrida após o teste de microtração.

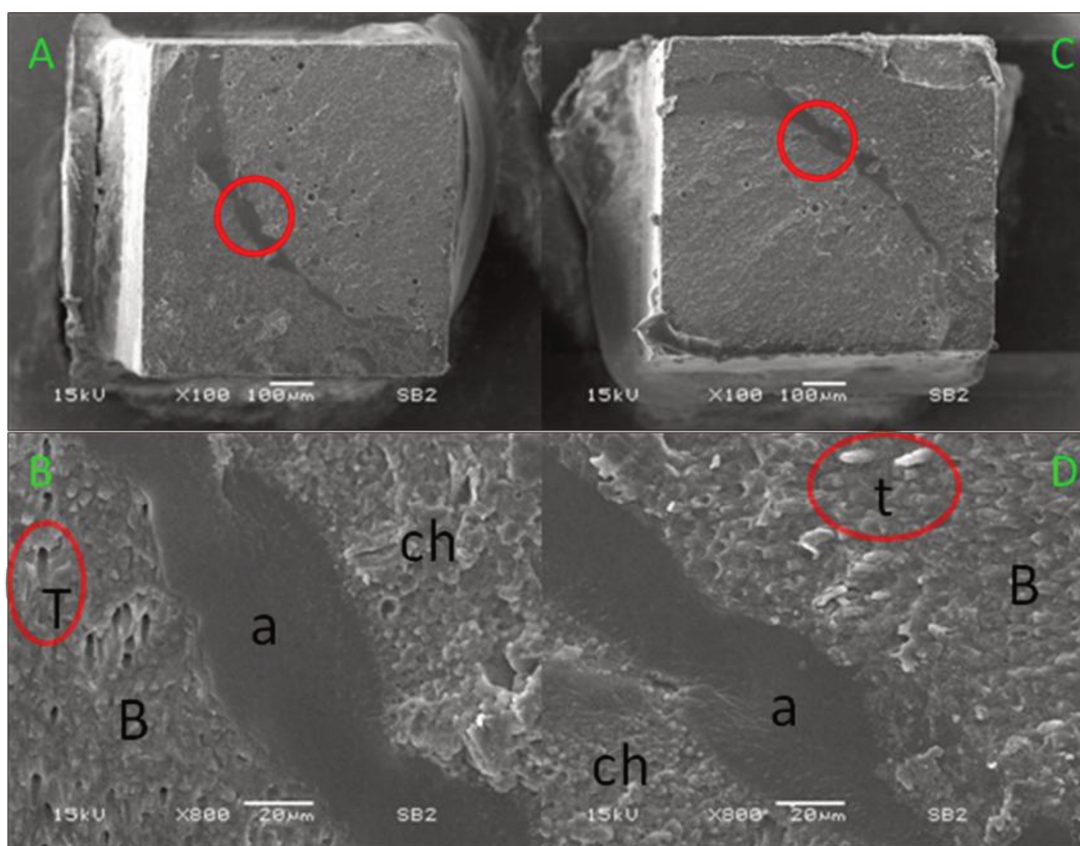


Figura 11–A) Fotografia em MEV ilustrando o padrão de fratura do tipo V obtido após o teste de tração na interface de união resina-dentina com o sistema Single Bond 2 (SB2 não irr). B) Imagem ilustrativa em maior aumento (800x) da área marcada na figura A, onde se apresentam base da camada híbrida no canto inferior esquerdo (**B**), adesivo no centro da figura (**a**) e compósito resinoso (**c**) e (**T**) representa túbulos não preenchidos pelo adesivo. C) A imagem ilustrada representa a fratura da interface homóloga à fratura, onde D representa o aumento do homólogo B, onde (**t**) representa os *tags* fraturados que se desprenderam durante o teste de microtração.

6. DISCUSSÃO

A cárie de radiação é uma das complicações mais comuns da radioterapia de cabeça e pescoço, porém há informações insuficientes na literatura sobre sua incidência, tempo médio de evolução e ocorrência de dor (Kielbassa *et al.*, 2006). Sabe-se que a incidência da cárie associada à radiação chega ser de 11% ao término da radioterapia (Bonan *et al.*, 2006).

Neste estudo, a solução de formol 10% foi utilizada para armazenar os dentes até o início dos testes, pois optou-se por manter a solução de armazenamento utilizada no Hospital A. C. Camargo, uma vez que este tipo de solução não interfere ou altera a capacidade de união, a resistência da união à dentina (Pimentel, 1999; Casellatto *et al.*, 2007; Silva *et al.*, 2006) como também sua morfologia (Dewald *et al.*, 1995). Os dentes foram coletados de pessoas que receberam uma dose de radiação de 50 a 70 Gy. No entanto, foram utilizados somente dentes que não apresentavam cárie. Esta opção foi feita para facilitar o procedimento técnico do ensaio mecânico e baseado no estudo de Silva *et al.* (2009b), que mostraram não haver diferença morfológica e microestrutural entre a dentina de dentes irradiados e não irradiados. Mesmo quando a cárie de radiação está presente na dentina, as características morfológica e microestrutural também não são diferentes da lesão de cárie presente em dentes de pacientes não irradiados.

Neste estudo, os resultados de resistência de união de materiais adesivos unidos à dentina não apresentaram diferença estatística entre os grupos de dentes irradiados e não irradiados, tanto no sistema adesivo de técnica úmida de aplicação (Single Bond 2) como nos adesivos autocondicionantes (Clearfil SE Bond e Easy One). Este dados confirmam os resultados morfológicos e microestruturais descritos por Silva *et al.* (2009a) que não observaram diferenças no tecido dentinário irradiado, em análise de microscopia de luz polarizada e eletrônica de varredura. Também confirma a sugestão dos autores de que o tratamento restaurador indicado antes, durante e depois do tratamento

radioterapêutico poderia não ser diferente daquele realizado em pacientes não irradiados, sendo preferível o uso de material restaurador permanente (Shaw *et al.*, 2000, Andrews & Griffiths, 2001).

Quando os dentes se encontram no campo de irradiação, os efeitos desta geram hipovascularização dos tecidos, o que resulta em uma diminuição do fluxo vascular à dentição como um todo, representando um fator participante do ciclo de desenvolvimento da cárie (Springer *et al.*, 2005). O estabelecimento das lesões de cárie nas regiões cervicais dos dentes é uma das características dos pacientes que se submeteram a radioterapia. Outra particularidade é a alteração na translucidez e cor que ocasionam aumento da friabilidade acompanhada pelo desgaste da superfície incisal dos dentes anteriores e cuspídes dos dentes posteriores, podendo resultar na amputação da coroa (Kielbassa *et al.*, 2006, Silva, 2009a). Isto enfatiza a necessidade de um acompanhamento regular da saúde bucal e intervenção oportuna, com o apoio de profissionais especializados. O controle periódico de um especialista odontologia restauradora deve ser associado com a revisão de oncologia necessário (Shaw *et al.*, 2000). Nestas condições, materiais como os avaliados neste estudo, que apresentam propriedades físicas e mecânicas similares às propriedades da dentina do dente natural e com potencialidade de adesão poderiam ser sugeridos como indicação para estas situações clínicas à semelhança do que é feito em pacientes saudáveis que não necessitam do tratamento radioterapêutico.

Um aspecto relevante a ser considerado na lesões de cárie após radioterapia é sua característica multifatorial. O desenvolvimento depende da composição salivar, da colonização bacteriana, da dieta do paciente, da higiene bucal, da biodisponibilidade do flúor, da qualidade da restauração e dos efeitos da radiação (Andrews & Griffiths, 2001). Entretanto, os fatores decorrentes da ação da radiação nos tecidos presentes no ambiente bucal apenas aceleram o desenvolvimento da lesão de cárie, visto que, quando comparados as lesões de pacientes que não se submeteram à radioterapia, os aspectos morfológicos e

microestruturais e padrão de desmineralização não são diferentes (Jansma *et al.*, 1993, Silva *et al.*, 2009b).

Este estudo utilizou materiais restauradores amplamente utilizados em odontologia, com propriedades físicas e mecânicas adequadas para o uso como material restaurador definitivo, onde os resultados mostraram resistência de união em dentes irradiados *in vivo* com níveis compatíveis aos obtidos com dentes não irradiados, além do padrão de fratura ocorrer uniformemente entre as especímenes. Resultados semelhantes aconteceram com Gernhardt *et al.* (2001), quando avaliaram *in vitro* a resistência de união em dentina irradiada e não irradiada, constatando que não houve diferença significativa entre as condições. Em contraste, Pioch (1998) descreveu a ocorrência de redução da resistência de união à dentina para o material Superlux Prep após única sessão com dose de irradiação de 100Gy. Este estudo não corresponde aos demais, pois faz uso de uma única aplicação de dose de radiação, fato não observado em tratamentos radioterapêuticos, onde a dose é pequena e aplicada em várias sessões. Mesmo tratando-se de outras áreas como a endodontia, a radiação proveniente da radioterapia não provoca alterações no resultado da técnica adesiva no selamento apical, deixando claro a utilização de materiais resinosos neste tipo de tratamento dentário Bodrumlu *et al.* (2009).

Além disso, dentes irradiados e submetidos ao processo de remineralização não apresentaram diferença significativa entre dentes que não foram irradiados, mostrando que não houve efeito da radiação (Gernhardt, 2003).

Os resultados do ensaio mecânico obtidos neste estudo evidenciaram que a interação dos monômeros contidos nos diferentes adesivos avaliados aconteceu de maneira semelhante ao comparar a resistência da união à dentina dos dentes irradiados e não irradiados. Portanto, resultado não foi dependente do tipo de técnica (úmida e autocondicionante) utilizado.

Mesmo a análise do padrão de fratura não mostrou diferença discrepante entre os diferentes sistemas adesivos utilizados. O padrão de fratura predominante em todos os grupos foi do tipo misto (coesivo na dentina, coesivo na camada de

adesivo, coesivo na camada híbrida e na base da camada híbrida). Dessa forma, o fato do adesivo Single Bond 2 utilizar um condicionador mais agressivo (ácido fosfórico - pH 0,6) e, conseqüentemente provocar maior nível de desmineralização em relação aos sistemas autocondicionantes de dois (Clearfil SE Bond) e um frasco (Ease One) , com pH=2,0 e 2,8 respectivamente, não foi determinante para alterar o padrão de fratura. Além disso, esse comportamento também valida a não diferenciação morfológica do tecido dentinário nas duas condições experimentais (irradiado e não irradiado). Ainda baseado nos aspectos descritos para o padrão de fratura encontrado, pode-se especular que a difusão dos adesivos para o interior da rede de fibrilas colágenas na dentina foi similar e dentro das características de cada adesivo. Isto implica que as fibrilas colágenas não estavam danificadas em função da radioterapia, como afirmou Springer *et al.*, em 2005. Estes autores compararam colágeno de tecidos dentais mineralizados irradiados e não-irradiados e não observaram diferenças na concentração de proteínas responsáveis pelas ligações cruzadas (HP e LP).

Outra situação relatada na literatura diz respeito à atrofia dos processos odontoblásticos na região da junção amelodentinária como resultado da ação radiogênica degenerativa provocada na terminação do processo odontoblástico (Grotz *et al.*, 1998). Teoricamente, os adesivos autocondicionantes usados neste estudo com pH=2,0 (Clearfil Se Bond) e pH=2,8 (Easy One) deveriam apresentar maior dificuldade no processo de interação com a dentina em comparação ao adesivo Single Bond 2 que utiliza o ácido fosfórico (pH =0,6). Entretanto, os valores de resistência de união obtidos para cada um dos adesivos na dentina de dentes irradiados *in vivo* (Ease One = 41,48MPa; Clearfil SE Bond = 46,01MPa; Single Bond 2 = 44,66MPa) não diferiram estatisticamente em relação aos valores obtidos com a dentina de dentes não irradiados. Embora, este estudo não tenha avaliado o processo de atrofia dos túbulos, pode-se especular que se a radiação realmente altera o túbulo dentinário, este processo fisiológico não prejudicou a união dos adesivos à dentina, conforme a descrição das observações feitas no padrão de fratura.

É importante observar em nosso estudo as variáveis do efeito da radiação nos tecidos orais (xerostomia, aumento da viscosidade e diminuição do pH salivar, mudança alimentar e dificuldade de higiene bucal) que estão envolvidas, uma vez que os pacientes passaram pelo tratamento radioterapêutico e posteriormente tiveram seus dentes extraídos. Esta condição se torna relevante, pois os estudos relatados na literatura não reproduzem de maneira adequada as condições clínicas e bucal desenvolvidas durante o tratamento radioterapêutico (Kielbassa *et al.*, 2006). A maioria dos procedimentos descritos na literatura estão baseados na experiência clínica. O resultado disto é uma maior diversidade de tratamento entre protocolos e abordagem preventiva na prática diária. Dentro destes protocolos, a indicação do tipo de material restaurador é indeterminada (Jansma, 1992). A falta de indicação clínica com embasamento científico induz o profissional à utilizar o material de escolha pessoal, o que pode resultar em falha do tratamento restaurador. A escolha crítica do material restaurador baseada em evidências científicas para o tratamento de pacientes portadores de neoplasias bucais é o caminho proposto neste estudo. Estudos como o de Hu *et al.* (2002) em pacientes irradiados, observou que o material ideal deveria ter adesão à estrutura dental, prevenir cáries secundárias, resistir tanto à desidratação quanto à erosão ácida e ser de fácil manipulação.

O uso de Ionômero de Vidro para restauração foi recomendado em pacientes irradiados como material para adequação bucal (Albuquerque *et al.* 2007), porém esse material apresenta deficiências que o tornam menos indicado nestes casos. O ambiente oral seco leva à desidratação e a erosão ácida dos materiais dentro de algumas semanas da sua aplicação (Andrews & Griffiths, 2001). Isto porque essa classe de materiais apresenta problemas relacionados com baixa resistência mecânica, alto índice de solubilidade, além de requerer um longo período de tempo para completar as reações químicas e alcançar as propriedades físicas desejáveis, ficando assim vulneráveis à ação do meio oral na etapa inicial de reação (Kent *et al.*, 1973; Crisp *et al.*, 1980; Hojo *et al.*, 1991). Falhas como o desprendimento do material e defeito marginal em restaurações

com ionômero de vidro realizadas em pacientes com câncer bucal e acompanhadas por dois anos foram encontradas por Hu *et al.* (2005). Diante disso, pode-se inferir que este material quando utilizado em pacientes que foram submetidos à radioterapia não apresenta boa união ao tecido, resistência à abrasão e forças decorrentes da mastigação, o que leva ao rápido insucesso clínico. Estas características são indesejáveis neste tipo de tratamento restaurador e agravantes em pacientes com neoplasias bucais onde ocorrem diminuição do fluxo e pH salivar. Nestes casos o tratamento restaurador definitivo com potencial união à dentina e longo desempenho clínico, como no uso de adesivos diminui o estresse no tratamento restaurador e durante a terapia suporte nestes pacientes. Onde há forte carga oclusal o uso do cimento de ionômero de vidro convencional não é recomendado e deve-se usar de preferência resina composta (Andrews & Griffiths, 2001). Dessa forma, os resultados deste estudo mostraram que a utilização de um sistema restaurador com materiais à base de metacrilato como adesivos e compósitos resinosos podem ser utilizados no tratamento em dentes restauráveis de pacientes com câncer de cabeça e pescoço, uma vez que as propriedades mecânicas do material não foram prejudicadas pela condição do tecido irradiado *in vivo*, pois nenhuma diferença significativa foi observada entre os fatores grupo e material utilizados, quando realizado o teste de microtração, concordando, desta forma, com a hipótese proposta.

Embora não tenha ocorrido diferença significativa entre os sistemas adesivos utilizados, a facilidade da técnica de aplicação e o curto tempo de trabalho dos adesivos autocondicionantes podem predispor este material à aplicação em pacientes oncológicos, levando em consideração que na maioria das lesões de cárie ativa, as margens da cavidade são pouco definidas e o acesso para o preparo das cavidades muitas vezes são restritos e desconfortáveis para o paciente (Hu *et al.* 2005). Porém todos os materiais utilizados neste estudo podem ser utilizados em pacientes que foram submetidos à radioterapia.

7. CONCLUSÃO

1. A resistência de união de materiais restauradores adesivos à dentina de dentes de pacientes que passaram por tratamento radioterápico não foi diferente estatisticamente da dentina de dentes de pacientes que não passaram pela radioterapia.
2. Apesar das diferenças na aplicação técnica, os diferentes sistemas adesivos (técnica úmida e autocondicionante) não apresentaram diferenças significativas na resistência da união com a dentina.
3. O padrão de fratura observado nos dentes irradiados e não irradiados foram predominante na região da união adesivo-dentina com características mistas de fratura na base da camada híbrida, coesiva na camada híbrida e no adesivo.

8. REFERÊNCIAS*

Adkins K F. The effect of 1200R of x-radiation on dentinogenesis in the mandibular teeth of rats. Arch Oral Biol. 1967; 12: 1569-1576

Aitasalo K, Niinikoski J, Grenman R, Virolainen E. A modified protocol for early treatment of osteomyelitis and osteoradionecrosis of the mandible. Head Neck. 1998; 20: 411-417.

Albuquerque RA, Morais VLL, Sobral APV. Odontologic protocol of attendance the pediatric oncology patients: review of literature. Rev Odontol UNESP. 2007; 36 (3): 275-280.

Almeida F C S, Cazal C, Durazzo M D, Ferraz A R, Silva D P. Radioterapia em cabeça e pescoço: Efeitos colaterais agudos e crônicos bucais. Rev Bras Patol Oral 2004; 3 (2): 62-69

Amar A, Curioni O A, Higuchi S T; Rapoport A. Tratamento cirúrgico do carcinoma epidermóide de língua e soalho de boca localmente avançado: Efeito da radioterapia pós operatória. Rev Bras de Otorrinolaringol. 2003; 69 (4)

Andrews N, Griffiths C. Dental complications of head and neck radiotherapy: Part 2. Aust Dent J. 2001; 46 (3): 174-182

Barkmeier W W, Cooley R L. Laboratoty evaluation of adhesive systems. Oper Dent. 1992; 5: 50-61

Beumer J, Brady F A. Dental Management of the irradiated patient. Int J Oral Surg. 1978; 7 (3): 208-220

Beumer J 3rd, Harrison R, Sanders B, Kurrasch M. Preradiation dental extractions and the incidence of bone necrosis. Head Neck Surg. 1983; 5 (6): 514-21.

Bodrumlu E, Avsar A, Meydan A D, Tuloglu N. Can radiotherapy affect the apical sealing ability of resin-based root canal sealers. J Am Dent Assoc. 2009; 140: 326-330

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do Internacional Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Bonan PR, Lopes MA, Pires FR, Almeida OP. Dental management of low socioeconomic level patients before radiotherapy of the head and neck with special emphasis on the prevention of osteoradionecrosis. *Braz Dent J.* 2006; 17 (4): 336-42.

Brown L R, Dreizen S, Handler S, *et al.* Effect of radiation- induced xerostomic on human oral microflora. *J Dent Res.* 1975; 54 (4): 740-750

Brown R S, Miller J H, Bottomley W R. A retrospective oral/dental evaluation of 92 head and neck oncology patients, before, during and after irradiation therapy. *Gerodontology.* 1990; 9 (2): 35-39

Bulucu B, Yesilyurt C, Cakir S, Meydan A D. Influence of radiation on bond strength. *J Adhes Dent.* 2006; 8: 217-2

Buonocore M G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filing materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34 (6): 849-853

Buonocore M G, Wileman W, Brudevold F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent res.* 1956; 35 (6): 846-851

Cardoso P E C, Placido E, Moura S K, Perdigão J. Microinfiltração de adesivos simplificados submetidos às ciclagens térmica e mecânica. *Pesq Odontol Bras.* 2000; 14: 23

Carvalho R M, Mendonça J S, Santiago S L, Silveira R R, Garcia F C P, Tay F R, *et al.* Effect of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res.* 2003; 82 (8): 597-601

Carvalho R M, Tay F R, Gianinni G, Pashley D H. Effects of pre and post bonding hydration on bond strength to dentin. *J Adhes Dent.* 2004; 6 (1): 13-7

Carvalho R M, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley D H, Prati C, Tay F R. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials.* 2005; 26: 1035-1042

Casellatto C, Wanderley M T, Marquezan M, Raggio D P, Rodrigues C R M D. Efeito de métodos de descontaminação na resistência de união à dentina de dentes decíduos RPG Rev Pós Grad. 2007; 13 (4): 307-11

Castro Jr A. Introdução à radiologia. São Paulo: Rideel. 2006; 1: 5-78

Cordeiro G A. Desenvolvimento de metodologias espectroscópicas multivariadas para quantificação de fármacos em formas farmacêuticas. Dissertação de mestrado apresentada à Universidade Federal do Paraná. Curitiba-PR. 2006

Cox F L. Endodontics and the irradiated patient. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1976; 42 (5): 679-684

Chow L C, Brown W E. Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissures sealants. J Dent Res. 1973; 52 (5): 1158

Cunha L A, Ribeiro C F, Dutra-Corrêa M, Rocha P J, Miranda C B Pagani C. Análise dos fatores etiológicos relacionados à sensibilidade pós operatória na odontologia estética adesiva. Revista de odontologia da Universidade de São Paulo. 2007; 19 (1): 68-76

Curtis P M Jr, Farman A G, Von Fraunhofer J A. The effects of gamma radiation on the in vitro wear of composite restorative materials. J Dent. 1991; 19 (4): 241-244

Crisp S, Wilson A D. Reactions in Glass Ionomer Cements: III. The Precipitation Reaction. J Dent Res. 1974; 53 (6): 1420-4

Crisp S, Lewis B G, Wilson A D. Characterization of glass ionomer cements. A study of erosion and water absorption in both neutral and acid media. J Dent. 1980; 8: 68-74

Cruz A D. Influência da radiação ionizante em compósitos odontológicos, ionômero de vidro, e cerâmica. Dissertação de mestrado apresentada à

Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Universidade Estadual de Campinas.
2005

De Goes M F, Sinhoreti M A C, Consani S, Silva M A P. Morphological effect of the type, concentration and etching time of solutions on enamel and dentin surfaces. *Braz Dent J*. 1998; 9 (1):3-10

De Goes MF. Materiais e técnicas restauradoras: como escolher e aplicar os materiais dentários. *In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. Dentística laser: São Paulo: Artes Médicas. 2001; 1 (6): 115-31.*

De Munck J, Van Landuyt KL, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M *et al*. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005; 84 (2): 118-32.

Di Hipolito V, De Goes M F, Carrilho M R O, Chan D C N, Daronch M, Sinhoreti M A C. SEM evaluation of contemporary self-etching primers applied to ground and unground enamel. 2005. *J Adhes Dent*; 7 (3): 203-11

Dewald JP, Nakajima H, Iacopino AM. Examination of disinfected / sterilized dentin for composite resin bonding. *J Dent Res*. 1995; 74, [Special Issue] Abstr 146: 30.

Eick J D, Kotha S P, Chappelou C C, Kilway K V, Giese G J, Glaros A G, *et al*. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater*. 2007; 23 (8): 1011-1017

Frank RM, Herdly J, Philippe E. Acquired dental defects and salivary gland lesions after irradiation for carcinoma. *J Am Dent Assoc*. 1965; 70: 868-83

Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin binding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaption. *Oper Dent*. 2000; 25 (4): 324-330

Franzen L, Funegard U, Ericson T, Henriksson R. Parotid gland function during and following radiotherapy of malignancies in the head and neck. A consecutive study of salivary flow and patient discomfort. 1992. Eur J Cancer; 8: 457-462

Frey O. Creating a reliable bond. An all-in-one system. Am J Dent. 2000; 13(Spec No): 85D-7

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson C L. Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in classes V restorations. Am J Dent 1997; 10 (2): 66-70

Ferrari M, Tay F R. technique sensivity in bonding to vital, acid-etched dentin. Oper Dent. 2003; 28 (1): 3-8

Fossa B, Orechia R. Radiotherapy-induced mandibular bone complications. Cancer Treat Rev. 2002; 28: 65-74

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Nonpressure adhesion of a new adhesive restorative system. J Dent Res. 1979; 58: 1364-1370

Garcia R N, De Goes M F, Gianini M. Effect of water storage on Bond strenght of self-etching adhesives to dentin. J Contemp Dent Pract. 2007; 8 (7): 46-53

Gernhardt C R, Kielbassa A M, Hahn P, Schaller H G. Tensile bond strengths of four different dentin adhesives on irradiated and nonirradiated human dentin *in vitro*. J Oral Rehabil. 2001; 28: 814-820

Gernhardt C R, Schulze E, Bekes K, Klapproth J, Schaller H. The influence of irradiation on De and Remineralization of dentin. J Dent Oral Med. 2004; 6 (4) [Poster 250]

Grötz K A, Duschner H, Kutzner J, *et al*. New evidence for the etiology of so-called radiation caries. Proof for direct radiogenic damage of the enamel-dentin junction. Strahlenther Onkol. 1997; 173 (12): 668-676

Grötz KA, Duschner H, Kutzner J, Thelen M, Wagner W. Histotomography studies of direct radiogenic dental enamel changes. Mund Kiefer Gesichtschir. 1998; 2 (2): 85-90.

Gwinnet A J, Buonocore M G. Adhesives and caries prevention: a preliminary report. Br Dent J. 1965; 119: 77-80

Gwinnet A J, Kanca J III. Micromorphological relationship between resin and dentin *in vivo* and *in vitro*. Am J Dent. 1992; 5 (1): 19-23

Hagger O Swiss patent 278946. 1951

Hagger O British patent 6872299. 1952

Haque S, Taquinami S, Watari F, Khan M H, Nakamura M. Radiation effects of carbon ions and gamma ray on UDMA based dental resin. J Dent Mater. 2001; 20 (4): 325-338

Hancock P J, Epstein J B, Sadler G R. Oral and management related to radiation therapy for head and neck cancer. J Can Assoc. 2003; 69 (9): 585-90

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. J Dent Res. 2000; 79 (6): 1385-1391

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. Biomaterials. 2003b; 24(21): 3795-803

Hojo S, Takahashi N, Yamada T. Acid profile in caries dentin. J Dent Res. 1991; 70: 182-6

Holderbaun R M, Conceição E N, Pacheco J F. microinfiltração marginal em cavidades classe V restauradas com diferentes sistemas adesivos e resina composta. Ver Odontol Cienc. 2000; 31 (15): 7-21

Hu J Y, Smales R J, Li Y Q, Yip K H. Restoration of teeth with more-viscous glass ionomer cements following radiation-induced caries. *Int Dent J*. 2002; 52 (6): 445-448

Hu J Y, Chen X C, Li Y Q, Smales R J, Yip K H. Radiation- induced root surface caries restored with glass-ionomer cement placed in conventional an ART cavity preparations: Result at two years. *Aust Dent J*. 2005; 50 (3): 183-190

Ibarra G, Vargas M A, Armstrong S R, Cobb D S. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *J Adhesive Dent*. 2002; 4 (2): 115-123

INCA 2010. Disponível em:

<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/inca/portal/home>

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G *et al*. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*. 2003; 16 (5): 329-34

Inoue T, Miyazaki T, Nishimura F. Tensile strength and durability of bovine dentin. *Dent Mater J*. 2007; 26 (3): 348-54

Jacobsen T, Söderholm KJ. Some effects of water on dentine bonding. *Dent Mater*. 1995; 11 (2): 132-6

Jansma J, Vissink A, Spijkervet FKL, Roodenburg JLN, Panders AK, Vermey A, *et al*. Protocol for the prevention and treatment of oral sequelae resulting from head and neck radiation therapy. *Cancer*. 1992; 15; 70 (8): 2171-80

Jansma J, Vissink A, Jongebloed WL, Retief DH, Johannes`s-Gravenmade E. Natural and induced radiation caries: a SEM study. *Am J Dent*. 1993; 6 (3): 130-6

Kanatas AN, Rogers SN, Martn MV. A survey of antibiotic prescribing by maxillofacial consultants for dental extractions following radiotherapy to the oral cavity. *Br Dental J*. 2002; 192: 157–160

Kanca J III. A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. Quintessence Int. 1991; 22 (7): 523-230

Kanca J III. Resin Bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. Quintessence Int. 1992; 23 (1): 39-41

Kato G Nakabayashi N. Effect of phosphoric acid concentration on bonding to etched dentin. Dent Mater 1996; 12: 250-255

Kent B E, Lewis B G, Wilson A D. The properties of a glass ionomer cement. Br Dent J. 1973. 322-326

Kielbassa A M, Hinkelbein W, Meyer-Lückel H. Radiation-related damage to dentition. Lancet Oncol. 2006; 7:326-335

Kinney J H, Balooch M, Marshal S J Marshal G W, Weihs T P. Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. Arch of Oral Biology. 1996; 41: 9-13

Kramer I R H, Melean J W. Alterations in the staining reactions of dentin resulting from a constituent of a new self-polymerizing resin. Br Dent J. 1952; 92: 150-153

Kurihashi T, Iwata H, Nasu M, Yosue T. Experimental study on wound healing of alveolar bone sockets in the rat maxilla after X-ray irradiation. Odontology. 2002 Sep;90(1):35-42

Lambert PM, Intriore N, Eichstaedt R. Clinical controversies in oral and maxillofacial surgery: Part one. Management of dental extractions in irradiated jaws: a protocol with hyperbaric oxygen therapy. J Oral Maxillofac Surg. 1997; 55 (3): 268-74.

Lilly J P, Cox D, Arcuri M Krell K V. An evaluation of root canal treatment in patients who have received irradiation to the mandible and maxilla. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1998; 86 (2): 224-226

Lohbauer U, Nikolaenko S A, Petschelt A, Frankenberger R. Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. J Adhesives Dent. 2008; 10 (2): 97-103

Lynch M A, Brightman V T, Greenberg M S. Oral medicine: diagnosis and treatment. Philadelphia: J B Lippincott. 1994; 9: 214-215

Marshall G W, Balooch M, Kinney J H, Marshall S J. Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. J Biomed Mater Res. 1995; 29:1381-1387

Marshall G W, Marshall S J, Kinney J H, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent. 1997; 25 (6): 441-458

Marunic M, Bahu S, Aref A. Osteoradionecrosis of the maxillary-orbital complex after neutron beam radiotherapy. Otolaryngol Head and Neck Surg. 2000; 123 (3): 224-228

Marx R. Osteoradionecrosis: a new concept of its pathophysiology. J Oral Maxillofac Surg. 1983; 41 (5): 263-288

Maxymiw WG, Wood RE, Liu FF. Postradiation dental extractions without hyperbaric oxygen. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1991;72 (3): 270-4

Miller R A. Laboratory and clinical evaluation of a self etching primer. J Clin Orthod. 2001; 35 (1): 42-5

Miranda C B, Barbosa S H, Pucci C R, Mancini M N G. Avaliação do pH de adesivos autocondicionantes e monocomponentes, antes e após a polimerização. [abst. PB 199]. In: Anais do 19º Encontro SBPqO. 2002

Mossman K L, Shatzman A R, Chencharick J D. Effects of radiotherapy on human parotid saliva. Radiat Res. 1981; 88: 403-412

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. 1992a; 23: 135-141

Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater.* 1992b; 8:125-130

Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res.* 1996; 75 (9): 1706-15

Nakabayashi N, Pashley D H. Hybridization of dental hard tissues. Quintessence Publishing. 1998

Nakajima M, Sano H, Burrow M F, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesive. *Dent Res.* 1995; 74 (10): 1679-88

Nakaoki Y, Nikaido T, Burrow M F, Tagami J. Effect of residual water on dentin bond strength and hybridization of a one-bottle adhesive systems. *Oper Dent.* 2002; 27 (6): 563-568

Nunes M F, Swift E J, Perdigão J. Effect of adhesive composition on microtensile bond strength to human dentin. *Am J Dent.* 2001; 14 (6): 340-343

Oral complications of cancer treatment: What the oral health team can do. *Oral health, cancer care and you.* 2002

O' Sullivan R, Flannelly M, Leewwenhoek. The structure of dentin. *J of Irish Dent Assoc.* 1990; 36: 129-133

Pashley D H. Dentin: a dynamic substrate – a review. *Scanning microscopy.* 1989; 3: 161-176

Pashley D H. Smear layer: overview of structure and function. *Proceedings of the Finnish Dental Society.* 1992; 88 (1): 215-224

Pashley D H, Ciucchi B, Sano H, Horner J A. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.* 1993; 24 (9): 618-631

Pashley D H, Carvalho R M. Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dent.* 1997; 25 (5): 355-372

Pashley E L, Zhang Y, Looockwood P, Rueggeberg F, Pashley D H. Effects of HEMA on water evaporation from HEMA-water mistures. J Dent Res. 1997; 76 (especial issue): 20

Pashley D H, Tay F R. Agressivenes of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. Dent Mater. 2001; 17 (5): 430-44

Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G, Lopes A L B. Field emission SEM comparision of four postfixation drying techniques for human dentin. J Biomed Mater Res. 1995; 29 (9): 111-20

Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yucel T, Vanherle G. The interation of adhesive systems with an dentin. Am J Dent. 1996; 9 (4): 167-173

Perdigão J, Van Meerbeek B Lopes M M, Ambrose W W. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. Dent Mater. 1999; 15 (4): 282-295

Pimentel ELC. Efeito de diferentes métodos de esterilização de dentes humanos na força de adesão dentinária de molares decíduos. 1999. [Dissertação]. Faculdade de Odontologia – Rio de Janeiro: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro; 1999.

Pioch T, Golfels D, Stachle H J. An experimental study of the stability of irradiated teeth in the region of the dentinoenamel junction. Endod Dent Traumatol. 1992; 8: 242-244

Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. Am J Dent. 1998; 11 (5): 202-6.

Pohle E A, Ritchie G, Wright C S. Studies of the effect of Roentgen Ray on the healing of wounds. I. Behaviour of skin wounds in rats under pre or post operative irradiation. Radiology. 1931; 16: 445-460

Radiation treatmentand your mouth. Oral health, cancer care and you. 2002

Ramirez A V, Silverman Jr S, Mayer P, *et al.* candidal colonization and oral candidiasis in patients undergoing oral and pharyngeal radiation therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral radiol Endod.* 1997; 84 (2): 149-153

Regezi JA, Courtney RM, Kerr DA. Dental management of patients irradiated for oral cancer. *Cancer.* 1976; 38 (2): 994-1000

Reuther T, Schuster T, Mende U, Kübler A. Osteoradionecrosis of the jaws as a side effect of radiotherapy of head and neck tumour patients--a report of a thirty year retrospective review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003;32 (3): 289-95

Salvio L A. Resistência da união e qualidade de camada híbrida segundo a forma de interação dos sistemas adesivos com a dentina. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006

Sano H, Shono T, Sonoda H, *et al.* Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength. Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 1994; 10: 236-40

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J A, Mattheus W G, Pashley D H. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent.* 1995; 20 (1): 18-25

Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, *et al.* Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo.* *J Dent Res.* 1999; 78: 906–911

Scully C, Felix DH. Oral medicine--update for the dental practitioner oral cancer. *Br Dent J.* 2006; 200(1): 13-7

Schnabel W. Polymer degradation principles and practical applications. München: Hanser Int. 1981; 95-153

Schreiner R F, Chappell R P, Glaros A G, *et al.* Micro-tensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater* 1998; 14: 194-201

Shah JP, Singh B. Keynote comment: why the lack of progress for oral cancer? *Lancet Oncol.* 2006; 7(5): 356-7.

Shaw M J, Kumar N D K, Duggal M, Fiske J, Lewis D A, Kinsella T, Nisbet T. Oral management of patients following oncology treatment: literature review.

Silva A R S, Alves F A, Berger S B, Gianini M, De Goes M F, Lopes M A. Radiation-related caries and early restoration failure in head and neck cancer patients. A polarized light microscopy and scanning electron microscopy study. Support Care Cancer. 2009a

Silva A R S, Alves F A, Antunes A, De Goes M F, Lopes M A. Patterns of demineralization and dentin reactions in radiation-related caries. Caries Res. 2009b; 43: 43-49

Silva MF, Mandarino F, Sassi JF, Menezes M, Centola ALB, Nonaka T. Influência do tipo de armazenamento e do método de desinfecção de dentes extraídos sobre a adesão à estrutura dental. Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo 2006 maio-ago; 18(2)175-80

Silverstone L M. Fissure sealants. Laboratory studies. Caries Res. 1974; 8 (1): 2-26

Silverman S, Chierci G. Radiation Therapy of oral Carcinoma. I. Effects on oral tissues and management of the periodontum. J Periodontol. 1965; 36: 478-484

Silverstone L M, Saxton C A, Dogon I L, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res. 1975; 9 (5):373-387

Sonis S, Fazio R, Fang L. Princípios e prática de medicina oral. Rio De Janeiro: Guanabara-Koogan. 1996: 491

Springer I N, Niehoff P, Warnke P H, Böcek G, Kovács G, Suhr M, *et al.* radiation caries-radiogenic destruction of dental collagen. Oral Oncol. 2005; 41: 723-728

Squier C A. Oral complications of cancer therapies. Mucosal alterations. NCI Monogr. 1990; 9: 169-172

Sulaiman F, Huryn JM, Zlotolow IM. Dental extractions in the irradiated head and neck patient: A retrospective analysis of Memorial Sloan-Kettering Cancer Center protocols, criteria, and end results. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 61 (10): 1123–31

Susin A H, Oliveira Junior O B, Achutti M A C. Espessura de camada híbrida: influência de sistemas adesivos e condições de substrato dentinário. *J B D.* 2003; 2 (7): 226-235

Stevenson-Moore P, Epstein J B. The management of teeth in irradiated sites. *Oral Oncol Eur J Cancer.* 1993; 29: 39-43

Swift E J Jr, Bayne S C. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent.* 1997; 10: 184-188

Tagami J, Tao L, Pashley D H. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater.* 1990; 6 (1):45-50

Tao L, Pashley D H, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strength. *Dent mater.* 1998; 4 (4): 208-216

Tarum P. Epithelial-myoepithelial carcinoma of the base of tongue: pathology and management. *Indian Journal of Cancer.* 2004; 41 (3)

Tay F R, Gwinnet A J, Wei S H Y. The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent.* 1996; 9 (1): 43-48

Tay F R, Moulding K M, Pashley D H. Distribution of nanofillers from a simplified-step adhesive in acid-conditioned dentin. *J Adhesive Dent.* 1999; 1: 103-117

Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, et al. Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: Interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent.* 2000; 2 (1): 9-28

Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater. 2001; 17 (4): 296-308

Tay F R, King N M, Chan K M, Pashley D H. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? J Adhesive Dent. 2002; 4 (4): 255-269

Tay F R, Pashley D H. Dentin adhesives: have they become too hydrophilic? J Can Dent Assoc. 2003; 69: 724-731

Thorn J, Hansen H, Specht L, Bastholt L. Osteoradionecrosis of the jaws: clinical characteristics and relation to the field of irradiation. J Oral Maxillofac Surg. 2000; 58:1088-1093

Toida T, Watanabe A, Nakabayashi N. Effect of smear layer on bonding to dentin prepared with bur. J Dent Mater. 1995; 14: 109-116

Toledano M, Osorio R, D Leonardi G, Rosales-Leal J I, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez M A. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. Am J Dent. 2001; 14 (4): 2005-2010

Tong AC, Leung AC, Cheng JC, Sham J. Incidence of complicated healing and osteoradionecrosis following tooth extraction in patients receiving radiotherapy for treatment of nasopharyngeal carcinoma. Aust Dent J. 1999; 44 (3): 187-94.

Van Meerbeek B, Conn L J, Duke E S, Eick J D, Robinson S J, Guerrero D. Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and mineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. J Dent Res. 1996; 75: 879-888

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Snauwaert J, Helleman L, Lambrechts P, Vanherle G *et al.* Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. J Adhes Dent. 1999; 1 (1): 7-23

Van Meerbeek B, Varga M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J, Lambrechts P et al. Microscopy investigation. Techniques, results, limitations. Am J Dent. 2000; 13 (Spec No): 3D-18D

Van Meerbeek B, Vargas S, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P *et al.* Adhesives and cements to promote preservation dentistry. Oper Dent. 2001; (Suppl 6): 119-44

Van Meerbeek B, De Munk J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, *et al.* Buonocore memorial lecture – Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Operative Dentistry 2003; 28 (3): 215-235

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijau P *et al.* Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent. 2003; 28 (3): 215-35

Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. J Dent Res. 1991; 70 (5): 889-93

Von Fraunhofer J A, Curtis P Jr, Sharma S, Farman A G. The effects of gamma radiation on the properties of composite restorative resins. J Dent. 1989; 17 (4): 177-183

Vieira F L T, Leão E C. Estudo comparativo da infiltração marginal utilizando-se técnica adesiva convencional e autocondicionante. Pesqui Odontol Bras. 2001; 15: 161

Vissink K A, S-Gravenmade E J, Ligeon E E, Konings A W T. A functional and chemical study of radiation effects on rat parotid and submandibular/sublingual glands. Radiat Res. 1990; 124: 259-265

Walker R. Direct effect of radiation on the solubility of human teeth in vitro. J Dent Res. 1975; 54-901

Watanabe I, Nikaido T, Nakabayashi N. Effect of adhesion promoting monomers on adhesion to ground dentin. *Shika Zairyo Kikai*. 1990; 9 (6): 888-893

Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured phenyl-p in TEGDMA to smear layer retained bovine dentin. *Quintessence Int*. 1993; 24 (5): 335-342

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley D H. Bonding to ground dentin by a phenyl-p self etching primer. *J Dent Res*. 1994; 73 (6): 1212-1220

Whitmyer C C, Waskowski J C, Iffland H A. Radiotherapy and oral sequelae: preventive and management protocols. *J Dent Hug*. 1997; 71 (1): 23-29

Wilson A D, Prosser H J, Powis, D M. Mechanism of Adhesion of Polyelectrolyte Cements to Hydroxyapatite. *JDent Res*. 1983; 62: 590-592

Wingo P A, Tong T, Bolden S. Cancer statistics. *Cancer* 1995; 45 (1): 8-80

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H *et al*. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. 2004; 83 (6): 454-8

Yoshiyama M, Tay F R, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, *et al*. Bonding to self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res*. 2002; 81 (8): 556-560



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa **"Análise da resistência de união de sistemas adesivos em dentina de dentes de pacientes submetidos à radioterapia"**, protocolo nº 156/2009, dos pesquisadores Roberta Galletti e Mario Fernando de Goes, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 12/01/2010.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project **"Analysis of the bond strength of adhesive systems in patients teeth dentin submitted to radiotherapy"**, register number 156/2009, of Roberta Galletti and Mario Fernando de Goes, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 01/12/2010.

Prof. Dr. Pablo Agustín Vargas
 Secretário
 CEP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
 Coordenador
 CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
 Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.