

INGRID SILVA DE CASTRO

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA DA CÂMARA PULPAR DE
DIFERENTES ALTERNATIVAS PARA PREENCHIMENTO CORONÁRIO**

BRASÍLIA

2017

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE**

INGRID SILVA DE CASTRO

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA DA CÂMARA PULPAR DE
DIFERENTES ALTERNATIVAS PARA PREENCHIMENTO CORONÁRIO**

**Dissertação apresentada como requisito para
obtenção do título de Mestre em Ciências da
Saúde pelo programa de Pós-Graduação em
Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.
Orientador: Prof. Dr. Leandro Augusto Hilgert**

2017

INGRID SILVA DE CASTRO

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA DA CÂMARA PULPAR DE
DIFERENTES ALTERNATIVAS PARA PREENCHIMENTO CORONÁRIO**

Aprovado em: ___ / ___ / _____

**Dissertação apresentada como requisito para
obtenção do título de Mestre em Ciências da
Saúde pelo programa de Pós-Graduação em
Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.**

BANCA EXAMINADORA

**Prof. Dr. Leandro Augusto Hilgert
Universidade de Brasília**

**Prof. Dra. Liliana Vicente Melo de Lucas Rezende
Universidade de Brasília**

**Prof. Dr. Celso de Freitas Pedrosa Filho
Universidade de Brasília**

**Prof. Dra. Nailê Dame Teixeira – Suplente
Universidade de Brasília**

Dedico este trabalho

**Ao meu marido Lucas, por apoiar-me em todas decisões,
acertadas ou não. Você é minha melhor parte.**

Aos meus filhos, meu combustível para prosseguir e nunca desistir.

**A Deus, que guia meus passos,
cuida da minha mente e fé.**

A Nossa Senhora, minha mãe protetora.

Agradecimentos

Ao Leandro Hilgert, meu orientador. Como foi importante você ter confiado a mim este trabalho. A partir dele, minha gratidão tornou-se maior, pois mesmo rodeado de pessoas mais capacitadas, apostou na minha enorme vontade de aprender e querer buscar ainda mais por conhecimento. Hoje, reconheço que os momentos em que me achava perdida, na verdade, você estava de longe observando minhas quedas, o meu levantar e as caminhadas. No final de tudo, só conseguimos crescer assim. Desculpe-me por não corresponder a tudo, mas acredite, tornei-me uma pessoa mais segura e forte.

Aos amigos que formei neste decorrer do curso: Raquel Almeida, Fernanda Bezerra, Débora Lousan, Marília Bizinoto, Lucas Tabata, Liliana Rezende, Fernanda Garcia e Nailê Dame. Já o Paulo Yamaguti, o melhor reencontro que fiz.

Às professoras Cristine e Ana Paula, pela solicitude com os documentos do comitê de ética.

Ao Gabriel, por toda atenção e paciência em trabalhar com *endnote* e revisão sistemática.

À professora Patrícia Pereira, sempre sorrindo, gentil e atenciosa; minha eterna gratidão. Você foi crucial na orientação de artigos, encaminhou-me vários, mesmo sem tê-los solicitados. Se soubesse o quanto significou sua atitude...; sem palavras.

À Marília, sempre atenciosa, prestativa e divertida. Muito obrigada pelas dicas no final deste mestrado. Profissional de respeito. Espero que nossa amizade continue.

Meu grande amigo Marco Antônio, mesmo com pouco tempo de formado, mostrou habilidade e conhecimento de um grande profissional renomado. Seu sucesso já está traçado. Homem de poucas palavras, mas suficientes para querermos estar sempre perto. Desejarei sempre o melhor. Conte sempre comigo meu companheiro de laboratório.

A todos que, de alguma forma, colaboraram para a concretização desse sonho.

“Aquilo que desconheço é minha melhor parte. Porque aquilo que já sei é mera repetição, mas aquilo que eu não sei é o que me renova, o que me faz crescer.”

Mário Sérgio Cortella

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a resistência de união (RU) à dentina do assoalho da câmara pulpar de diferentes técnicas de preenchimento coronário e estratégias adesivas. Material e Método: 48 molares humanos foram seccionados perpendicularmente ao longo eixo do dente 1mm acima da margem cervical e o tecido pulpar removido expondo a dentina do assoalho da câmara pulpar. Foram realizados preenchimentos do núcleo coronário pelas técnicas da resina composta (RC) convencional de forma incremental (Z350XT, INC), ou RC *bulk fill* fluída (Filtek Bulk Flow, BKF) ou RC para preenchimento de polimerização dual (Rebilda, DUAL). Os materiais para preenchimento foram combinados a sistemas adesivos condicione e lave (*etch-and-rinse*, ER) de 3 passos (Scotchbond Multi Uso Plus, SBMP) ou autocondicionantes (*self-etch*, SE) universais recomendados pelos fabricantes (Single Bond Universal, SBU, para INC e BKF e FuturaBond U, FBV, para DUAL) formando os grupos experimentais INC/SBMP, INC/SBU, BKF/SBMP, BKF/SBU, DUAL/SBMP e DUAL/FBV. 8 molares foram utilizados para um grupo controle (CTR) em dentina coronária com resina BKF e adesivo SBMP. As amostras foram armazenadas por 24h a 37°C e processadas pelo teste de RU à microtração. Os dados obtidos (em MPa) foram analisados estatisticamente por ANOVA a 2 critérios e teste *post hoc* de Tukey ($\alpha=0,05$). Resultados: Não houve efeito estatisticamente significativo para a estratégia adesiva (se ER ou SE) ($p=0,147$) em dentina do assoalho da câmara pulpar. Quanto às diferentes técnicas de preenchimento coronário houve efeito estatisticamente significativo ($p<0,001$). A técnica DUAL apresentou os menores valores de RU independente da estratégia adesiva utilizada. Quando comparados à RU obtida em dentina coronária (CRT), apenas INC/SBMP e BKF/SBMP não apresentaram resultados inferiores. Conclusão: Concluiu-se que a técnica de preenchimento coronário influencia a resistência de união à dentina do assoalho da câmara pulpar. A estratégia adesiva, se ER ou SE, não parece influenciar a adesão imediata a esse substrato.

Palavras-chave: dentina da câmara pulpar, adesivos dentinários, materiais de núcleo de preenchimento.

ABSTRACT

The aim of this *in vitro* study was to evaluate bond strength to the dentin of the pulp chamber floor of different core build-up techniques and adhesive strategies. Material and Methods: 48 human molars were sectioned perpendicular to the long axis of the tooth 1mm above the cervical margin and the pulp tissue removed exposing the dentin of the floor of the pulp chamber. Coronal core build-ups were performed by incremental conventional composite resin (CR) techniques (Z350XT, INC), or bulk fill CR (Filtek Bulk Flow, BKF) or dual polymerization core build-ups CR (Rebilda, DUAL). Core build-up techniques were combined with 3-step etch-and-rinse (ER) (Scotchbond Multi Purpose Plus, SBMP) or universal self-etch (SE) systems recommended by manufacturers (Single Bond Universal, SBU, for INC and BKF and FuturaBond U, FBV, for DUAL) establishing the experimental groups INC / SBMP, INC / SBU, BKF / SBMP, BKF / SBU, DUAL / SBMP and DUAL / FBV. 8 molars were used for a control group (CRT) in coronal dentin using the BKF technique and SBMP adhesive. Samples were stored for 24h at 37°C and processed by the microtensile bond strength test. Data (in MPa) were statistically analyzed by 2-way ANOVA and Tukey *post hoc* test ($\alpha = 0.05$). Results: There was no statistically significant effect for the adhesive strategy (ER or SE) ($p = 0.147$). Regarding the different techniques for core build-up, there was a statistically significant effect ($p < 0.001$). The DUAL resin presented the lowest bond strength values independent of the adhesive strategy. When compared to the bond strength obtained in coronal dentin (CRT), only INC/SBMP and BKF/SBMP did not present inferior results. Conclusion: It was concluded that the core build-up technique influences bond strength to the dentin of the pulp chamber floor. The adhesive strategy, whether ER or SE, does not seem to influence the immediate adhesion to this substrate.

Key words: the pulp chamber dentin, dentin adhesives, filling core materials

Lista de Figuras

- Figura 1- Representação esquemática do desenho experimental do estudo.....34
- Figura 2- Fotomicrografias em diferentes aumentos do topo da porção dentária que ilustram os padrões de fratura observados nos corpos de prova.....39

Lista de Tabelas

Tabela 1- Procedimentos adesivos e restauradores utilizados no teste de resistência de união à microtração.....	31
Tabela 2- Materiais e composição e aplicação.....	31
Tabela 3- Resistência de união à microtração em função da estratégia adesiva e técnica de preenchimento coronário.....	38
Tabela 4- Distribuição em porcentagem dos principais tipos de falhas dos palitos...	39

ÍNDICE

1 INTRODUÇÃO.....	12
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	17
2.1 ASPECTOS MORFOLÓGICOS E ESTRUTURAIS DA DENTINA	17
2.2 RESISTÊNCIA À FRATURA E RIGIDEZ DENTINÁRIA EM DTE	18
2.3 SISTEMAS ADESIVOS	19
2.4 ADESÃO À DENTINA DA CÂMARA PULPAR	21
2.5 MATERIAIS DE NÚCLEO DE PREENCHIMENTO CORONÁRIO	23
3 PROPOSIÇÃO.....	27
4 MATERIAL E MÉTODO.....	29
4.1 ASPECTOS ÉTICOS.....	29
4.2 PREPARO DOS DENTES	29
4.3 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	30
4.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	30
4.5 RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTRAÇÃO	34
4.6 - ANÁLISE DOS PADRÕES DE FRATURA.....	34
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	35
5 RESULTADOS	37
5.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO	37
5.2 ANÁLISE DOS PADRÕES DE FRATURA	37
5.3 ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA	38
6 DISCUSSÃO.....	41
7 CONCLUSÃO.....	47
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Dentes posteriores tratados endodonticamente (DTE), com extensa destruição coronária, são normalmente restaurados por restaurações coronárias que podem ser aderidas diretamente ao remanescente dentário, como no caso das *endocrowns*, ou cimentadas sobre um núcleo de preenchimento coronário (1). Esse núcleo de preenchimento pode ser produzido de forma indireta ou, mais comumente nos dias atuais, com compósitos aderidos diretamente à dentina das paredes internas da câmara pulpar (2).

O sucesso dos núcleos de preenchimentos confeccionados com compósitos aderidos à dentina da câmara pulpar é fator que pode influenciar a longevidade dos tratamentos restauradores. Entretanto, são várias as técnicas de confecção de núcleos de preenchimento existentes no mercado, entre elas, as que preconizam a inserção incremental de resinas compostas convencionais, as que indicam o uso de resinas compostas do tipo *bulk fill* e as que sugerem o uso de resinas compostas do tipo pasta-pasta com reação de polimerização dual.

Resinas convencionais aplicadas de forma incremental têm a vantagem da ampla oferta desse tipo de material. Entretanto, a técnica demanda maior tempo clínico, pois há de se realizar incrementos com volume e espessura adequados de forma a evitar problemas oriundos do estresse da contração de polimerização ou de dificuldades na fotopolimerização (3,4).

Com o advento das resinas compostas do tipo *bulk fill*, foi possível simplificar e reduzir o tempo clínico para a confecção dos núcleos de preenchimento, uma vez que este material permite a inserção de incrementos únicos de até 4-5mm, sem que isto prejudique a fotoativação do material ou gere estresses maiores do que os observados na técnica incremental (5).

Resinas compostas do tipo pasta-pasta, de polimerização dual, continuam indicadas para os núcleos de preenchimento. Elas possibilitam a aplicação em incremento único com polimerização do material mesmo sem acesso da luz da unidade fotopolimerizadora às porções mais profundas do núcleo (6,7).

Também especula-se a estratégia adesiva utilizada, se condicione e lave (*etch and rinse*) ou autocondicionante (*self etch*), possa exercer influência no sucesso dos núcleos de preenchimento (8). Na estratégia condicione e lave, utiliza-se o ácido

fosfórico que, aplicado e copiosamente lavado, remove a *smear layer*, desmineraliza a superfície da dentina e expõe uma trama de fibrilas colágenas. Nessa estratégia, no tradicional protocolo de 3 passos, após o ácido, são aplicados um primer hidrofílico e um adesivo hidrófobo (9). Já na estratégia autocondicionante, não há etapa do ácido fosfórico em dentina e nem lavagem. A *smear layer* é incorporada pelo sistema adesivo, que pode apresentar as funções de ácido, primer e adesivo em um só frasco/passo clínico. Sistemas autocondicionantes com pH ameno (ao redor de 3) e com a presença de monômeros funcionais estáveis como o 10-MDP têm sido apresentados pela indústria como uma tendência no mercado de adesivos. As vantagens seriam a simplificação da técnica, redução dos riscos de erro do operador e menor tempo dispendido nessa etapa. Muitos dos novos sistemas adesivos são comercializados como universais ou multi-modo, pois podem ser utilizados tanto na técnica condicione e lave, como na autocondicionante ou na do condicionamento seletivo de esmalte (10-12).

A utilização de sistema adesivos simplificados (com pH ácido) requer cuidados quando utilizados em conjunto com resinas compostas com um componente de polimerização química como as resinas para preenchimento coronário de polimerização dual. O reduzido pH da superfície do adesivo pode consumir aminas terciárias da resina, prejudicando a reação amina-peróxido de benzoíla e, conseqüentemente, a polimerização (13). Assim, é necessário que adesivo simplificado e resina dual sejam compatíveis, de forma que é comum a recomendação clínica de observar qual o adesivo recomendado pelo fabricante do material de cura dual (14).

A grande maioria dos estudos de adesão à dentina são realizados em dentina coronária, que parece ser estruturalmente diferente daquela das paredes internas na câmara pulpar, substrato de interesse para a os núcleos de preenchimento adesivos (15). São poucos os estudos que avaliaram a adesão à dentina da câmara pulpar, (16–18) especialmente aquela do seu assoalho (19–24). Alguns estudos demonstram que a resistência de união à dentina do assoalho da câmara pulpar é inferior à da dentina coronária (25–27).

As diferentes alternativas para a confecção de núcleos de preenchimento aderidos à dentina das paredes internas da câmara pulpar, seja pelas diferentes técnicas de aplicação das resinas (incremental, *bulk fill* ou tipo pasta-pasta de cura

dual), seja pela estratégia adesiva (condicione e lave ou autocondicionante), impulsionaram a realização do presente estudo.

O objetivo da pesquisa foi avaliar a resistência de união à dentina do assoalho da câmara pulpar de três diferentes materiais de confecção de núcleos de preenchimento coronário associados a duas estratégias adesivas distintas. As hipóteses nulas testadas foram: (1) não há influência da técnica de confecção do núcleo de preenchimento, se incremental, *bulk fill* ou resina de polimerização dual na resistência de união à dentina; (2) não há influência da estratégia adesiva, se condicione e lave ou autocondicionante na resistência de união à dentina.

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ASPECTOS MORFOLÓGICOS E ESTRUTURAIS DA DENTINA

A microestrutura e as propriedades da dentina são os principais determinantes de quase todas as operações em odontologia restauradora. A dentina é um tecido biológico hidratado e poroso feito de partículas de cristais apatita em uma matriz colágena mais orgânica, modificada por processos fisiológicos e de envelhecimento (28). Fatores como permeabilidade dentinária, fluxo do fluido pulpar, dentina esclerótica e cariada estão inseridos neste processo e criam diferentes formas dentinárias podendo afetar diretamente a adesão (29).

A dentina primária é formada durante o desenvolvimento dentário. É constituída por cerca de 50% de material inorgânico, 30% de matéria orgânica com túbulos preenchidos por prolongamentos odontoblásticos, 20% de fluido caracterizando-a como úmida (30). A parte orgânica possui 95% de colágeno tipo I e os outros 5% são proteínas não-colagenosas que, apesar de estarem presentes em pequena quantidade, são de fundamental importância na manutenção da estrutura e reexpansão da rede de fibrilas de colágeno expostas pelo condicionamento ácido; a parte inorgânica consiste em cristais de hidroxiapatita (31).

A dentina secundária regular é caracterizada por uma estrutura tubular regular similar à dentina primária, mas com alteração na orientação dos túbulos. Ela resulta em gradual redução na câmara pulpar, com maior deposição na região do assoalho e menor nas paredes (28).

A dentina terciária, também chamada de reparativa ou reacionária, é depositada dentro da câmara pulpar como resultado de uma injúria. Parece ser uma resposta protetora e possui uma estrutura com menos túbulos regulares (29).

Os túbulos, uma característica distinta e importante, são preenchidos por fluido dentinário derivado da polpa e representam o trajeto percorrido pelos odontoblastos da junção amelodentinária (JAD) até a câmara pulpar. Tal aspecto explica uma das dificuldades para o sucesso na adesão dentinária. O conteúdo de água na dentina perto da JAD é cerca de 1% (volume) e próximo à polpa, de 22%. Esta desigualdade, na umidade intrínseca, tem sido considerada responsável pelas diferenças na resistência de união (RU) entre a dentina superficial e profunda (32). Os túbulos são

revestidos pela dentina peritubular, com elevado teor de minerais, e intertubular, que se encontra na zona periférica à peritubular. São ligeiramente cônicos, com a parte mais larga voltada para a polpa (30). Sua densidade é cerca de 54.000/mm² na dentina da zona pulpar, 30.000/mm² na JAD e 8000/mm² na região mais superficial. Estes valores são inversamente proporcionais à RU, já que o mecanismo de adesão depende, em sua maior parte, da retenção micromecânica produzida pela infiltração e polimerização dos monômeros resinosos na região de dentina desmineralizada (33). Infere-se, desta forma, que a dentina da câmara pulpar será afetada com a diminuição da área de dentina intertubular disponível para adesão. Além disso, sua ultraestrutura parece ser semelhante à da dentina secundária e reparadora, contendo túbulos menores, irregulares e estreitos em comparação à da dentina coronária (28). As irregularidades dos túbulos ocorrem devido a depósitos minerais intertubulares, peritubulares ou componentes orgânicos do processo odontoblástico (30).

2.2 RESISTÊNCIA À FRATURA E RIGIDEZ DENTINÁRIA EM DTE

As principais mudanças da biomecânica da dentina são atribuídas à perda de tecido em consequência de lesão cariosa, fratura ou preparo cavitário anteriormente à terapia endodôntica. O dano à estrutura dental, durante o acesso conservador, parece afetar somente cerca de 5% da rigidez. As maiores reduções na resistência estão ligadas à maior amplitude do preparo, dentre as quais, perdas das cristas marginais, profundidade da cavidade, abertura do istmo e configuração do preparo. A literatura reporta diminuição na resistência à fratura de 14 a 44% e de 20 a 63% em preparos oclusais e MOD, respectivamente (34). Cobankara et al. avaliaram a resistência à fratura em molares desvitalizados com cavidades MOD de diferentes formas de restauração. O grupo que empregou o sistema de núcleo pré-fabricado de fibra de vidro não resultou em maior resistência em relação ao que utilizou resina composta incremental (35).

A integridade da raiz é outro fator importante para o sucesso do tratamento restaurador (36). Remoção exagerada de dentina radicular e ausência de efeito férula reduzem sua resistência. Dentes restaurados com núcleos pré-fabricados e 2mm uniformes de férula apresentam resistência à fratura similar aos DTE restaurados sem núcleos. Portanto, a resistência à fratura está relacionada com a estrutura coronal

remanescente, uma vez que dentes preparados com uma férula de 2mm envolvendo toda a circunferência cervical são mais resistentes a fraturas dos que sem ferulização (37). A férula protege a integridade do selamento promovido pela cimentação da coroa e proporciona melhor distribuição de cargas oclusais (38–40).

Outro aspecto relacionado ao DTE é o teor de umidade em comparação aos dentes vitais. Os primeiros apresentam cerca de 12,10% na umidade e os vitais 12,35%. Sendo assim, essa diferença não justifica sua relação à maior propensão à fratura (41).

A microdureza e a elasticidade variam entre dentina peri e intertubular. Próximo à raiz, a dentina peritubular apresenta módulo de elasticidade de 29,8 GPa, enquanto a intertubular 21,1 GPa. Esta diminuição, à medida que se aproxima da polpa, pode ser atribuída à mudança na dureza da dentina intertubular. Nenhuma ou pouca diferença na microdureza foi encontrada nos dentes desvitalizados em relação aos vitais. A literatura não suporta o mito de que o procedimento endodôntico em si enfraqueça a estrutura dentária. Portanto, não há diferença na resistência à compressão e tensão. DTE possuem a mesma capacidade de suportar forças oclusais, fraturas ou deformidades em ritmo similar (42-45).

2.3 SISTEMAS ADESIVOS

Os sistemas adesivos atuais interagem com o substrato esmalte/dentina basicamente por meio de duas estratégias: com remoção da lama dentinária ou *smear layer* (ER) - ou com sua manutenção no substrato para adesão - autocondicionante (SE). A diferença entre as duas abordagens é o emprego do condicionamento ácido preliminar separado no sistema ER (normalmente gel de ácido fosfórico 37%), que posteriormente é lavado (8).

A técnica ER possui três etapas: (1) a aplicação de ácido fosfórico que condiciona a dentina previamente; (2) infiltração do primer composto por monômeros bifuncionais; e (3) aplicação do adesivo, uma resina fluida (9). O condicionamento ácido remove a hidroxiapatita (que possui alta energia de superfície), da dentina peritubular e intertubular expondo uma camada rica em colágeno (baixa energia de superfície). Essa alteração pode interferir na penetração do agente adesivo (46), sendo necessário restaurar esta energia para aumentar o valor de adesão (47). Por

esta razão, que se utiliza o primer - solução contendo monômeros bifuncionais (em geral HEMA) diluídos em um solvente orgânico (normalmente etanol). O HEMA tem propriedades hidrofílicas, com afinidade química pelas fibrilas colágenas expostas, e propriedades hidrofóbicas, para copolimerizar com os monômeros do adesivo. A principal função do adesivo é a estabilização da camada híbrida formada, formação de prolongamentos resinosos nos túbulos dentinários, diminuição da contração de polimerização e aumento do módulo de elasticidade. É constituído de monômeros hidrófobos (Bis-GMA e o TEGMA) e podem conter ou não carga inorgânica (47).

A principal desvantagem do sistema ER é a maior sensibilidade da técnica, pois ela exige um substrato úmido, sem secagem excessiva, que poderia provocar o colapso das fibrilas colágenas. A umidade excessiva, após o processo de desmineralização da dentina, poderia provocar uma falha adesiva por diluição do primer, falta de evaporação do solvente ou degradação hidrolítica dos monômeros. Por outro lado, a secagem excessiva impede a completa impregnação nas fibrilas de colágeno colapsadas (48).

O desenvolvimento do sistema SE tem como principais objetivos reduzir as dificuldades da técnica úmida de adesão e simplificar os procedimentos clínicos de aplicação dos adesivos. O adesivo de passo único reúne num frasco as etapas de condicionamento, infiltração e adesão. São misturas complexas de monômeros hidrófilos e hidrófobos, solvente (etanol), água e outros aditivos (14). Infiltram na lama dentinária, dissolvem levemente a hidroxiapatita e formam uma camada híbrida com resíduos de *smear layer* e minerais (11). O sistema adesivo Single Bond Universal (SBU), por exemplo, é um adesivo que possui monômeros ácidos (pH=2,7), monômeros funcionais como o 10-MDP (*Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate*), que contribui para união química de forma adicional com os cristais de hidroxiapatita remanescentes; e o copolímero Vitrebond que permite boa estabilidade da umidade na dentina desmineralizada (49).

Os monômeros ácidos hidrofílicos, mesmo após a polimerização, formam uma camada adesiva semi-permeável por onde o fluido dentinário pode se difundir por osmose caso nenhum adesivo hidrofóbico seja aplicado para atuar como barreira intermediária (50). A difusão osmótica resultará em formação de canais de água denominadas de “*water-trees*” que passará da camada híbrida para dentro da interface adesivo/resina. A água residual pode diminuir as propriedades mecânicas comprometendo, assim, a durabilidade e a qualidade da adesão (51).

Em DTE, durante o procedimento endodôntico, é comum a utilização de substâncias irrigadoras como o NaOCl a 5%. Ele remove a pré-dentina do assoalho da câmara pulpar, que é constituída de alta densidade tubular e menor área de dentina intertubular. Assim, grande parte da formação da camada híbrida formar-se-á nos *resin tags*. Parece que ambos os sistemas adesivos, ER e SE, não influenciam na resistência de união (24). Porém, um estudo avaliou a RU dos dois sistemas adesivos-ER e SE-, na dentina da câmara pulpar e coronária, e observou que somente o adesivo SE apresentou maior RU em ambas regiões (25). Já na pesquisa realizada por Inque et al., o uso de NaOCl aumentou a RU, além de sugerir durabilidade na adesão (52).

A estabilidade da adesão entre substrato e monômeros resinosos depende, também, da formação de uma camada híbrida homogênea e compacta. Como ela é criada pela mistura de matriz orgânica, cristais de hidroxiapatita residual, monômeros resinosos e solventes, o seu envelhecimento pode afetar cada componente de forma individual ou com combinações sinérgicas de fenômenos de degradação que ocorrem dentro da camada híbrida (53). A longevidade clínica parece envolver tanto fatores físicos como químicos, tais como: força oclusal de mastigação, expansão repetitiva, estresse de contração e mudanças de temperatura dentro da cavidade oral (50). Agentes acídicos químicos no fluido dentinário, saliva e produtos bacterianos são um desafio a mais na interface dente/biomateriais. Eles podem degradar as fibrilas colágenas, eluir os monômeros resinosos (provavelmente devido a subpolimerização) e degradar os materiais restauradores (54).

2.4 ADESÃO À DENTINA DA CÂMARA PULPAR

O mecanismo de adesão à dentina, chamada de hibridização, baseia-se na penetração do primer e adesivo resinoso no interior da superfície dentinária a fim de criar a interação micromecânica com as fibrilas colágenas expostas (32). Aplica-se um ácido para que a camada superficial da dentina tenha a fase mineral totalmente ou parcialmente removida. Esta região, antes ocupada por mineral, será substituída pela solução de adesivo. Nakabayashi et al. foram os primeiros a demonstrar que o agente de união poderia infiltrar na rede de fibrilas colágenas pré-condicionada e formar uma nova estrutura composta de matriz resinosa reforçada pelas fibrilas colágenas.

Depreende-se que a adesão ideal está correlatada à eficiência da penetração dos monômeros nos espaços interfibrilares e ao grau de conversão do adesivo (55).

O fato da dentina ser formada por um composto complexo, deve-se observar quais as características que podem interferir nos procedimentos adesivos. O mesmo sistema adesivo pode apresentar diferentes valores em regiões distintas do substrato dentinário (29). A umidade da superfície dentinária, a presença da pressão pulpar e a espessura da dentina são variáveis de extrema importância nos procedimentos durante a adesão (32). A permeabilidade dentinária é maior próxima à dentina da câmara pulpar, refletida pelas diferenças na densidade tubular e aumento dos diâmetros dos túbulos. A espessura da camada de lama dentinária ou smear layer, produzida nesta região, é menor comparada à dentina coronal (56).

Grande parte do foco da pesquisa em sistemas adesivos continua a ser na melhoria da durabilidade de união das restaurações. Dentre os fatores que comprometem a longevidade da adesão entre resina-dentina, inserem-se a degradação hidrolítica por absorção de água na interface adesiva e incompleta infiltração de monômeros resinosos na superfície de dentina desmineralizada. Um fator crescente e importante na degradação é a liberação de metaloproteinases (MMPs), protease presente na matriz orgânica dentinária. O emprego de ácido fosfórico previamente aos procedimentos adesivos pode ser responsável pela reativação dessas enzimas colagenolíticas antes inativadas pela deposição de cristais de hidroxiapatita (57). Como resultado do processo de adesão, essas MMPs podem degradar as fibrilas de colágeno nas regiões adesivas e, deste modo, criar áreas com infiltrações incompletas de resina. Altos níveis da atividade das enzimas foram relatados com o sistema ER em comparação ao SE. Provavelmente o condicionamento ácido do ER expõe mais matriz dentinária que o SE (58). Trabalhos demonstram que o uso de clorexidina, parece inibir a ação das MMPs quando utilizada após condicionamento com ácido fosfórico paralisando a degradação da camada híbrida (59).

Um trabalho que analisou em MEV a degradação da camada híbrida do Scotchbond Multi Uso Plus (SBMP) (*in vitro*) após um ano, verificou que ocorreu desorganização das fibrilas de colágeno e hidrólise da resina nos espaços interfibrilares dentro da camada híbrida enfraquecendo a resistência da ligação resina-dentina (60).

Outro fator que pode influenciar a adesão são os irrigantes endodônticos na dentina da câmara pulpar. O uso de NaOCl reduz o cálcio e fosfato após irrigação com concentração a 5% e diminui a retenção micromecânica entre resina e dentina. Todavia, o uso de clorexidina não ocasionou efeito adverso além de se mostrar compatível com o sistema de união quando o sistema adesivo autocondicionante foi utilizado (61).

A superfície da câmara pulpar apresenta características morfológicas distintas quando diferentes formas de tratamento são utilizadas. A dentina intacta constitui-se de numerosos calcosferitos com densidade tubular variável e poucos canais acessórios. Quando condicionada com gel de ácido fosfórico a 34%, apresenta uma superfície desmineralizada, com orifícios dos túbulos dentinários alargados, menos irregularidades em relação à dentina normal e ausência de grande parte dos calcosferitos. Já o emprego do sistema SE resulta em uma superfície menos desmineralizada e com presença de calcosferitos remanescentes (19).

2.5 MATERIAIS DE NÚCLEO DE PREENCHIMENTO CORONÁRIO

As propriedades físicas do material escolhido para o preenchimento da câmara pulpar de DTE também influenciam no desempenho da futura estrutura protética. O material restaurador ideal deve apresentar módulo de Young semelhante à estrutura dentária, ser biocompatível, promover retenção para o material restaurador definitivo, reforçar a porção remanescente difundindo as tensões impostas à coroa para a estrutura radicular (62).

A RU pode ser influenciada diretamente pelo grau de conversão monomérica tanto do sistema adesivo como do material restaurador selecionado. Dessa forma, é preciso salientar a importância da quantidade de luz que atravessa o material restaurador para atingir a interface adesivo/resina (63) e conhecer as propriedades do material selecionado (fotopolimerizável, autopolimerizável ou dupla cura). Uma polimerização insuficiente pode resultar em degradação do compósito, propriedades físicas deficientes e reações biológicas adversas devido à lixiviação dos componentes não polimerizados. Portanto, para os materiais fotopolimerizáveis ou de dupla cura, a energia irradiada, determinada pela intensidade da luz e tempo de exposição, afeta diretamente o grau de conversão e apesar de diminuir a contração de polimerização,

acarreta em uma baixa resistência de adesão e reduzidas propriedades mecânicas (64).

Tal como os sistemas adesivos, diferentes materiais e formas de preenchimento estão disponíveis no mercado. Atualmente, os materiais mais utilizados são as resinas compostas. As resinas compostas podem ser do tipo fotopolimerizável, autopolimerizável ou de dupla cura. As resinas fotopolimerizáveis são utilizadas pela técnica de um ou múltiplos incrementos (65).

A técnica incremental, com a resina composta fotopolimerizável convencional, possibilita atingir um alto grau de conversão e reduzir a concentração de estresses na interface do dente quando é ativada pela luz. Clinicamente, o preenchimento por compósitos diretos é preferível em relação ao indireto por eles requererem mínima intervenção e preparação da cavidade. Contudo, em DTE a cavidade pode ser muito profunda e a polimerização, essencial para se alcançar uma boa adesão, pode ser insuficiente (66). Em geral, na primeira camada de incremento no assoalho da cavidade obtém-se um alto grau de conversão e boas propriedades físicas (67). Porém, a aplicação de sucessivos incrementos apresentam desvantagens como: contaminação, gaps ou falhas de adesão entre as camadas. A contração de polimerização pode trazer como desfecho a deflexão de cúspide, formação de fendas na interface dente/restauração, mancha marginal, cárie secundária, fraturas coesivas e até fraturas dentárias (68).

Em razão destas circunstâncias, a resina dual surgiu como solução para se obter um maior grau de conversão e uma polimerização mais uniforme e evitar a contaminação entre camadas. A fase pré-gel mais longa proporciona diminuição da geração de estresses durante a contração de polimerização. Outro aspecto é sua cor, geralmente mais opaca, que permite melhor identificação da linha de demarcação (13).

Contudo, estudos *in vitro* relataram que materiais de polimerização química produzem baixa força de adesão à dentina quando usados com adesivos autocondicionantes de frasco único. Outros estudos citam achados similares, citando incompatibilidade entre a resina e este sistema adesivo (14,69). Atribui-se essa incompatibilidade às propriedades ácidas dos sistemas simplificados, uma vez que contém monômeros resinosos com grupos funcionais acídicos que aumentam sua capacidade de condicionamento e/ou hidrofobicidade. Após a polimerização destes adesivos, a camada superficial de monômeros acídicos não polimerizados reagem

com a amina terciária da resina composta inserida na cavidade, formando compostos quaternários de amônia, que impedem que o peróxido de benzoíla reaja com a amina terciária e ocorra a reação de polimerização na interface adesiva (70).

As resinas de incremento único ou *bulk fill* foram desenvolvidas com o objetivo de otimizar tempo e custo para o operador. A vantagem baseia-se na inserção única de até 4-5 mm a ser polimerizada ao invés da técnica estratificada, sem os efeitos adversos da contração volumétrica, adaptação na cavidade, ou grau de conversão (71). Alguns mecanismos são utilizados para tanto: novos monômeros à base de metacrilatos; maior translucidez do material para aumentar a penetração de luz; moduladores reológicos que minimizam a tensão de polimerização; reforço da fase inorgânica por fibras de vidro conferindo maior resistência, ou a associação destes (72).

Estudos que comparam a utilização das resinas *bulk fill* com as resinas convencionais quanto ao grau de conversão (4), profundidade de polimerização (73,74), influência do fator C (75) e módulo de contração apontam resultados satisfatórios mas ainda exigem pesquisas que simulem sua utilização em diferentes substratos e com diferentes propósitos.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como objetivo avaliar o efeito da resistência de união (RU) à dentina do assoalho da câmara pulpar de diferentes técnicas de preenchimento coronário em combinação com sistemas adesivos, utilizados nas estratégias de condicione e lave (ER) e autocondicionante (SE).

As hipóteses nulas são:

- 1- Não há influência da técnica de confecção do núcleo de preenchimento, se incremental, *bulk fill* ou resina de polimerização dual, na resistência de união à dentina;
- 2- Não há influência da estratégia adesiva, se condicione e lave ou autocondicionante, na resistência de união à dentina.

MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 ASPECTOS ÉTICOS

Após parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília (UnB), - CAAE: 53662316.6.0000.0030 e parecer número 1.795.721 (Anexo 1) - 56 terceiros molares humanos hígidos foram coletados na clínica Odontológica do Hospital Universitário de Brasília (HUB). Dados referentes à idade do paciente não foram registrados.

4.2 PREPARO DOS DENTES

Foram utilizados 56 molares humanos, dentro de um período de 2 (dois) meses após a extração. Remanescentes de ligamento periodontal, tecido gengival e ósseo foram removidos dos dentes com auxílio de curetas Gracey 5/6 (Hu-Friedy, Chicago, Illinois, EUA). Após a limpeza, os dentes ficaram armazenados em solução de timol a 0,1% até o momento da pesquisa, a fim de prevenir desidratação e crescimento bacteriano.

Um total de 48 coroas foram seccionadas perpendicularmente ao longo eixo do dente, 1mm acima da margem cervical com disco diamantado (Lapmaster Wolters, Illinois, EUA) na máquina de corte Micromet EVOLUTION (Lapmaster Wolters, Illinois, EUA). Após a secção, o acesso à cavidade dos molares foi realizado com o uso da broca diamantada (ISSO #109, Shofu, Kyoto, Japão) sob constante refrigeração. Em seguida, o tecido pulpar foi cuidadosamente removido com limas endodônticas (K-files, GC, Tokyo, Japão) expondo a dentina do assoalho da câmara pulpar. Os espécimes foram então lavados com água destilada para remover os debris, depois secos com ar da seringa tríplice. Os condutos radiculares foram selados com guta-percha. Um grupo controle em dentina coronária foi realizado, para o qual foram selecionados 8 molares, seccionados no ponto médio entre a superfície oclusal e a junção cimento-esmalte (CEJ) como referência para expor a dentina coronária.

4.3 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Os dentes foram alocados randomicamente em grupos distintos de acordo com o tratamento (técnica de preenchimento coronário e estratégia adesiva) que iriam receber (n=8). As variáveis independentes foram:

- Técnica de preenchimento coronário: resina composta Z350XT (3M, St Paul, Minnesota, EUA) aplicada de forma incremental (INC); resina *bulk fill flow* (Filtek Bulk Fill FLOW, 3M, St Paul, Minnesota, EUA) aplicada em incremento único (BULK); resina para preenchimento tipo pasta-pasta de cura dual (Rebilda, VOCO, Cuxhaven, Cuxhaven, Alemanha) (DUAL).

- Estratégia adesiva: condicione e lave ou *etch and rinse* (ER), com ácido fosfórico Condac 37 (FGM) e sistema adesivo Scotchbond Multi-Use Plus (3M, St Paul, Minnesota, EUA); autocondicionante ou *self etch* (SE), com o sistema Single Bond Universal (3M, St Paul, Minnesota, EUA) (SBU) para as técnicas INC e BULK e Futurabond U (VOCO, Cuxhaven, Cuxhaven, Alemanha) (FBV) para a técnica DUAL.

Para o grupo controle (CRT) em dentina coronária utilizou-se a estratégia adesiva ER e a técnica de preenchimento BULK.

A Tabela 1 apresenta o delineamento experimental do estudo.

Tabela 1- Procedimentos adesivos e restauradores utilizados no teste de resistência de união à microtração			
	BULK	INC	DUAL
ER	BKF/ SBMP (DCP) CRT (DC)	INC/SBMP	DUAL/SBMP
SE	BKF/SBU	INC/SBU	DUAL/FBV

Dentina coronária (DC), Dentina câmara pulpar (DCP), Adper-Scotchbond Multi-Use (SBMP) 3M- ESPE (ER), Single Bond Universal (SBU) 3M-ESPE (SE), Resina Bulk Fill Flow 3M-ESPE (BKF), Z350 XT-3M ESPE (INC), Rebilda DC VOCO (DUAL), Futurabond DC (FBV) - Voco (SE).

4.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Cada espécime teve seu núcleo de preenchimento realizado de acordo com o grupo ao qual pertenciam, seguindo as orientações dos fabricantes (Tabela 2). A fotopolimerização dos espécimes foi realizada por intermédio do aparelho

fotopolimerizador LED Bluephase N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Alemanha), modo *high power* (rápida polimerização), que se manteve ligado ao cabo de força da base de recarga diretamente na energia durante todo o período de uso, visando diminuir possíveis interferências que os níveis de bateria possam acarretar aos materiais.

Tabela 2. Materiais, composição e aplicação		
Material	Composição	Aplicação
Sistema adesivo dentinário		
Condac 37 (FGM)	Gel de ácido fosfórico a 37%	Aplicar o gel sobre a dentina e deixar atuar durante 15 seg. Enxaguar por 15 seg, secar com o ar isento de umidade e óleo ou com bolinhas de algodão, sem ressecar.
ER- Adper-Scotchbond Multi-Uso (SBMP)	PRIMER: HEMA, ácido polialcenóico. ADESIVO: Bis-GMA, HEMA, EMAB, aminas terciárias, fotoiniciador, copolímeros, ácido polialcenóico.	PRIMER: Aplicar sobre a dentina e secar por 5 seg. ADESIVO: Aplicar uma camada e fotopolimerizar por 10 seg.
SE-Single Bond Universal (SBU)	Bis-GMA, metacrilato de 2-hidroxietila, sílica tratada com silício, álcool, água, decametileno dimetacrilato, MDP, copolímero de acrílico, e ácido itacônico, canforoquinona, N,N-dimetilbenzocaína, metacrilato de 2-dimetilamonoetilo, metil etil cetona.	Aplicar ativamente o adesivo durante 20 segundos. Em seguida, aplicar um leve jato de ar sobre o líquido durante 5 seg. até que se deixe de evidenciar movimento e o solvente tenha evaporado completamente. Polimerizar por 10 seg
SE- Futurabond DC Voco (FBV)	Ácidos orgânicos, Bis-GMA, HEMA, TMPTMA, canforoquinona, aminas (DABE), BHT, catalisadores, fluoretos e etanol.	Lavar, remover o excesso com jato de ar fraco deixando-a úmida. Aplicar ativamente o adesivo durante 20 segundos. Em seguida, aplicar um leve jato de ar sobre o líquido durante 5 seg. Polimerizar por 10 seg.
Material restaurador		

INC-Z350 XT 3M-ESPE (INC)	Cerâmica tratada com silano, Bis-GMA, Bis-EMA, sílica tratada com silano, diuretano dimetacrilato, dimetacrilato polietilenoglicol, TEG-DMA, BHT e pigmentos.	1,5 mm com 40 seg. de polimerização para cada incremento (total= 3).
Filtek Bulk Fill Flow 3M-ESPE (BKF)	Cerâmica silanizada tratada, UDMA, BISEMA, fluoreto de itérbio, Bis-GMA, TEGDMA e etil 4-dimetilaminobenzoato.	4 mm de profundidade e 40 seg de polimerização; camada única.
Rebilda DC VOCO (DUAL)	Bis-GMA, dimetilmetacrilato diuretano, BHT e peróxido benzol.	Camada única, aguardar 5 min; fotopolimerizar por 40 seg.

Logo após a confecção dos núcleos de preenchimento, os espécimes foram armazenados por um período de 24 horas no interior de uma estufa de cultura bacteriológica com temperatura controlada de 37°C em um recipiente hermeticamente fechado na presença de água destilada.

Após o armazenamento de 24 horas, os dentes foram fixados com godiva a um dispositivo desenvolvido especialmente para o estudo que se acoplasse na cortadeira metalográfica Micromet EVOLUTION (Lapmaster Wolters, Illinois, EUA). Em seguida, foram seccionados paralelamente ao longo eixo no sentido vestibulo-lingual e, em seguida, no sentido méso-distal com auxílio de um disco diamantado (Lapmaster Wolters, Illinois, USA) de 0,5 mm de espessura, sob irrigação constante, em dispositivos específicos a fim de se obter palitos com dimensões de aproximadamente 0,9 mm² de área. Cada dente produziu de 2 a 3 palitos. A Figura 1 apresenta uma representação esquemática de todo o desenho experimental do estudo descrito até o momento.



Figura 1 – Representação esquemática do desenho experimental do estudo.

4.5 RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTRAÇÃO

Previamente ao ensaio de microtração, os palitos foram então fixados aos dispositivos, denominados jig de Geraldeli, pelas suas extremidades utilizando-se cola a base de cianoacrilato (Super bonder gel), de forma que a área de união fosse posicionada perpendicularmente ao dispositivo e ao longo eixo da força de tração. A fim de acelerar a reação de polimerização da cola a base de cianoacrilato foi utilizado monômero JET acrílico autopolimerizante, com auxílio de pincéis microbrush. O monômero foi aplicado exclusivamente sobre a cola a base de cianoacrilato nas extremidades dos palitos, não permitindo contato do monômero na área de união de cada palito fixado ao dispositivo.

Imediatamente após a fixação dos palitos aos seus dispositivos eles foram submetidos ao teste de microtração na máquina de ensaio universal Shimadzu (Shimadzu Corporation, Chiyoda-ku, Tokyo, Japan) do Laboratório de Pesquisa em Dentística e Materiais Dentários da UnB. O teste de tração foi realizado a uma velocidade de 0,5mm/min e os fragmentos foram armazenados para posterior análise do padrão de fratura. Todo o ensaio foi monitorado por um programa de computador interligado à célula de carga de 5000N, padronizando a carga utilizada em 500N. O programa apresentou na tela um gráfico representativo da carga em função do deslocamento. No momento da fratura, o movimento era imediatamente interrompido e os valores eram expressos em MPa.

4.6 - ANÁLISE DOS PADRÕES DE FRATURA

As superfícies fraturadas foram visualmente inspecionadas em microscópio óptico (Metrimpex Hungary/PZO - Labimex Modelo Studar lab®) para determinar o padrão de falha apresentado, permitindo que elas fossem classificadas em:

Tipo A - Falha adesiva e mista (adesiva e substrato);

Tipo B - Falha coesiva em dentina;

Tipo C - Falha coesiva no material de preenchimento.

Os espécimes mais representativos foram selecionados, lavados com jatos de água de forma abundante e bem secos. Em seguida, foram montados em uma base

de alumínio (*stubs*) e metalizados à vácuo com uma fina camada de ouro e examinadas no microscópio eletrônico de varredura do Instituto de Biologia da UnB (JSM-7001F; JEOL, Tokyo, Japão) para obtenção das imagens.

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A unidade experimental do estudo foi o dente. Assim a média dos valores de RU dos palitos obtidos de um mesmo ente formaram a RU do dente. Dessa forma, cada combinação de estratégia adesiva e material para preenchimento coronário, bem como o grupo controle, teve $n=8$.

Os dados de RU à microtração foram submetidos à análise estatística através do software SPSS 22.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA). Os dados foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov para confirmar a normalidade dos dados. O efeito das variáveis estratégia adesiva e técnica de preenchimento coronário na RU foi analisado pelo teste estatístico paramétrico de ANOVA a dois critérios com $\alpha=0,05$ e teste *post hoc* de Tukey.

A comparação entre as técnicas de preenchimento coronário para uma mesma estratégia adesiva foi realizada por ANOVA a um critério com $\alpha=0,05$ e teste *post hoc* de Tukey.

RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO

O teste de ANOVA a dois critérios demonstrou que não houve efeito estatisticamente significativo para a estratégia adesiva (ER ou SE) ($p=0,147$) em dentina do assoalho da câmara pulpar. Quanto às diferentes estratégias de preenchimento coronário houve efeito estatisticamente significativo ($p<0,001$). A resina DUAL apresentou os menores valores de RU independente da estratégia adesiva utilizada.

Quando comparados ao grupo controle em dentina coronária (CRT) (ANOVA a um critério), somente os grupos INC/SBMP e BKF/SBMP não apresentaram resultados inferiores ao CRT.

Os valores da RU dos sistemas adesivos em relação aos materiais de preenchimento encontram-se na tabela 3.

Tabela 3- Resistência de união à microtração em função da estratégia adesiva e técnica de preenchimento coronário. Valores em MPa (SD).

	ER	SE
DUAL	12,28 (4,01) B	9,93 (2,99)c
INC	18,95 (5,88) A	18,08 (4,01)b
BKF	20,33 (3,89) A	18,17 (3,96)b
CRT (Dentina coronária + ER +BKF)	24,86 (3,26) Aa	

Letras maiúsculas distintas indicam diferenças estatísticas entre as técnicas de preenchimento coronário para o sistema ER (ANOVA 1-way, $\alpha=0.05$). Letras minúsculas distintas indicam diferenças entre as técnicas para preenchimento coronário para o sistema SE (ANOVA 1-WAY, $\alpha=0.05$). Não houve diferença estatística entre os adesivos para qualquer material restaurador.

5.2 ANÁLISE DOS PADRÕES DE FRATURA

Com relação ao tipo de fratura que foi visualizado em microscopia óptica, observou-se que quase todas as fraturas foram do tipo A (falha adesiva e mista) em

todos grupos, podendo-se assim considerar válidos os valores correspondentes às resistências de união obtidos (Tabela 4).

Tabela 4: Distribuição em porcentagem(%) dos principais tipos de falhas dos palitos.

	Adesiva e Mista	Coesiva em Dentina	Coesiva em Resina
CRT	95%	0%	4%
BKF/ER	55%	22%	22%
BKF/SE	63%	15%	21%
INC/ER	61%	0%	38%
INC/SE	82%	0%	17%
DUAL/ER	76%	0%	23%
DUAL/SE	77%	0%	22%

5.3 ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Fotografias representativas dos padrões de fraturas são demonstradas pelas imagens presentes na Figura 2.

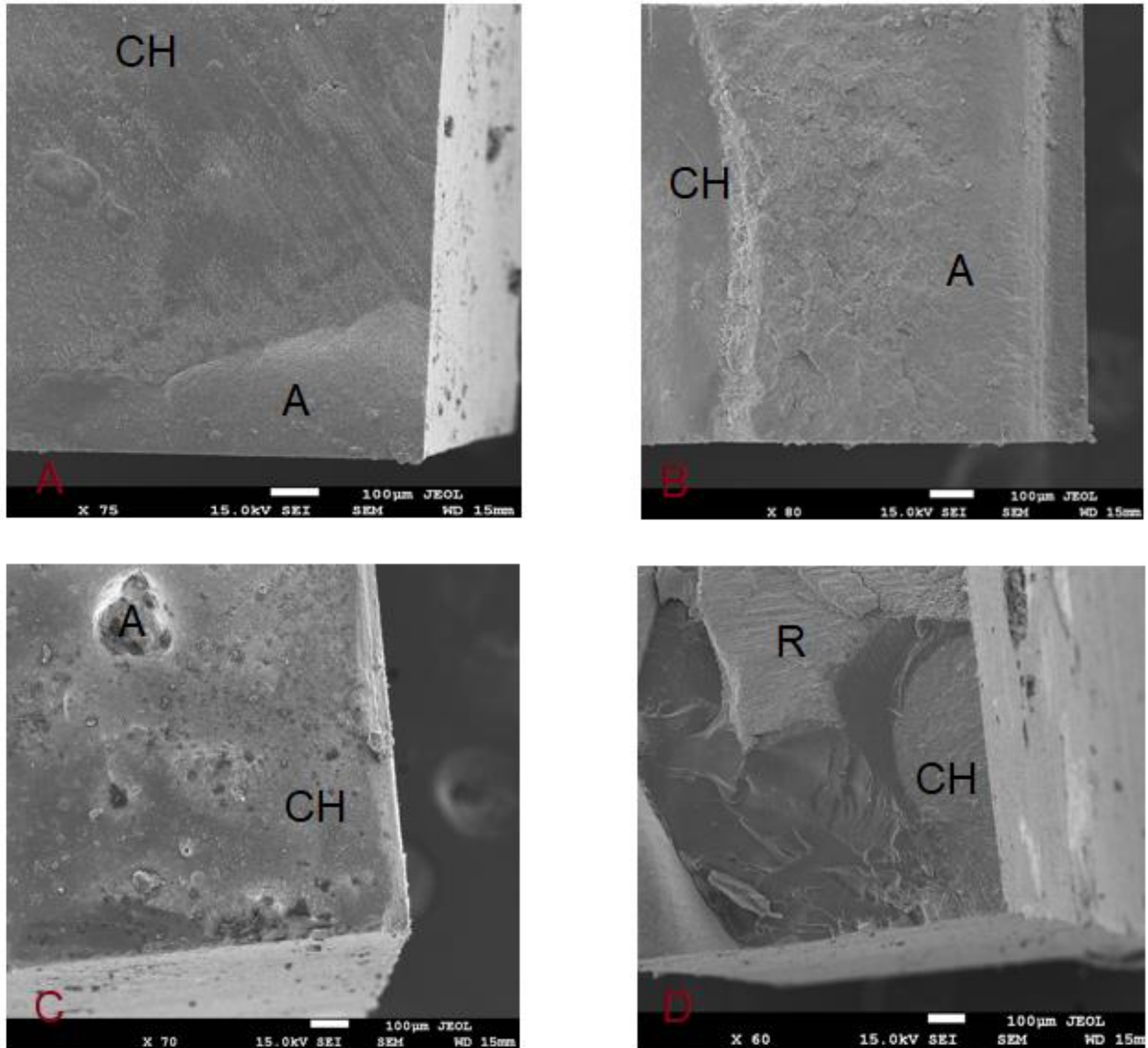


Figura 2 - Fotomicrografias em diferentes aumentos do topo da porção dentária que ilustram os padrões de fratura observados nos corpos de prova. Imagens A (x75), B (x80) e C (x70) representam padrão tipo A: fratura circunscrita à interface adesiva ou mista, restando uma parte da camada híbrida. Imagem D representa padrão tipo C: fratura circunscrita à falha coesiva em resina ou mista, atingindo a camada híbrida. CH: camada híbrida; A: adesivo; R: resina. Barra= 100 micrômetros.

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Em dentes posteriores, com tratamento endodôntico e com ampla destruição coronária, é comum a realização de preenchimentos coronários com materiais resinosos antes do preparo para uma restauração indireta como uma coroa, por exemplo. Porém, a literatura ainda carece de estudos que demonstrem a melhor alternativa para a realização destes preenchimentos coronários. Portanto, nesse trabalho, procurou-se avaliar a RU de três técnicas para o preenchimento coronário utilizando-se duas estratégias adesivas, ER e SE.

O teste de microtração (MTBS), para análise de resistência de união (RU), foi usado neste estudo por diversas razões. Como o estresse da carga é teoricamente concentrado ao redor da interface adesiva, pequenos espécimes distribuem melhor a tensão nesta região, resultando em falhas adesivas mais consistentes e maiores forças de adesão aparente. Além disso, mais amostras são geradas a partir do mesmo dente. A desvantagem seria a mensuração de pequenas forças de adesão, pois podem fraturar o espécime durante o preparo (76).

Neste trabalho, a hipótese de que não haveria diferença estatística quanto às diferentes técnicas de preenchimento coronário foi rejeitada ($p < 0,001$). As técnicas BKF e INC foram estatisticamente superiores em relação à DUAL.

O grau de conversão da resina *bulk fill* fluída parece ser beneficiado pela maior translucidez apresentada pelo material em razão do tamanho das partículas de carga (≤ 400 nm) e menor incorporação de pigmentos, propiciando, assim, maior transmissão de luz durante a sua fotopolimerização. A sua menor viscosidade permite melhor adaptação ao assoalho da cavidade (77).

No que diz respeito às resinas convencionais, os resultados podem ser explicados pelo fato da concentração de estresse na interface dentária ser reduzida quando a técnica incremental é empregada, e, conseqüentemente, maior grau de conversão dos monômeros em polímeros (78).

Apesar de não ser enfoque deste estudo, a análise das propriedades físicas e mecânicas dos materiais é de suma importância para entender o seu comportamento. Enquanto alguns estudos têm demonstrado evidência na redução da estabilidade destes materiais (*bulk fill* e incremental) durante armazenamento em água (79,80),

outros estudos mostraram uma tendência oposta (81), o que indica a necessidade de realização de mais estudos nesta área. Em relação à resistência flexural, resultados equivalentes foram obtidos entre os dois tipos de materiais de preenchimento (82).

Contudo, o sistema de preenchimento DUAL apresentou os menores valores de resistência de união quando comparados aos outros grupos experimentais e ao grupo controle. A literatura sugere que materiais de dupla cura possuem características de menor contração em relação aos de incremento único fotoativados (83). Porém, no presente trabalho, tal fator não se traduziu em melhores resultados de resistência de união. É possível que os materiais de dupla cura que associam a polimerização química com a polimerização por luz tenham grau de conversão inferior aos materiais autopolimerizáveis. Uma hipótese para essa teoria é que a polimerização inicial impeça o deslocamento das moléculas para a cura tardia, deixando monômeros sequestrados na trama resinosa pré-polimerizada (84). Desta forma, a resistência de união poderia ser influenciada pela mistura de iniciadores ou aceleradores de diferentes materiais (85).

Um estudo que avaliou a RU de várias resinas de polimerização dual com seus respectivos adesivos e com diferentes modos de polimerização, dual, químico e fotopolimerizável, verificou que a força de adesão foi maior com os adesivos fotopolimerizáveis em conjunto com resinas sem ativadores químicos. Os autores sugeriram que a interação do sistema adesivo SE com os ativadores da resina autopolimerizável ou dual poderiam levar à inclusão de bolhas enfraquecendo a camada híbrida e conseqüentemente, a força de adesão (86).

Outro trabalho verificou a importância da etapa de fotopolimerização, mesmo em materiais de dupla cura, para melhores resultados na adesão (66) sugerindo que a desvantagem nos sistemas duais, estão ligadas à incompatibilidade da porção responsável pela polimerização química com os sistemas adesivos do tipo SE.

Desde 1996, têm-se ressaltado a importância em controlar o fator C em cavidades com grande número de paredes a serem aderidas. A adesão à dentina da câmara pulpar é mais propensa a falhas por tratar-se de uma configuração com cinco paredes a serem aderidas e somente uma parede livre para escoamento e liberação da tensão gerada durante o processo de polimerização (87). No entanto, o uso de um incremento único poderia facilitar sobremaneira os procedimentos clínicos, e por isso, nesse trabalho, testamos a possibilidade de utilização de incrementos únicos na técnica do grupo BKF e no grupo DUAL, conforme indicação dos fabricantes. As

técnicas de preenchimento BKF e INC apresentaram resultados superiores. Assim, sugere-se que as mudanças na composição das resinas *bulk fill* compensam o maior fator C de um incremento único quando comparado à técnica incremental.

A segunda proposição deste estudo era avaliar a influência da estratégia adesiva. A hipótese de que não haveria diferenças estatísticas entre os adesivos ER e SE, em dentina do assoalho da câmara pulpar, não foi rejeitada. Ambos apresentaram resultados semelhantes de força de adesão imediata à dentina da câmara pulpar.

A redução da área de dentina intertubular disponível para adesão, na região de assoalho de câmara pulpar, parece contribuir para menores valores de RU (25). Em dentina coronária, a espessura da *smear layer* e *smear plug* que estão no interior dos túbulos dentinários é superior quando comparada à dentina da câmara pulpar, pois, esta, além de possuir uma estrutura biológica complexa com dentina primária, secundária regular e irregular, geralmente não tem contato com instrumentos cortantes (24). Além de outras características morfológicas, como a alta densidade dos túbulos e diâmetros menores, a dentina da câmara pulpar torna-se um substrato mais desafiador para adesão (88).

A literatura relata que o uso prévio do ácido fosfórico em dentina pode remover substâncias inorgânicas de forma mais agressiva que o primer ácido do sistema autocondicionante, em especial, nas superfícies que não são cobertas pela lama dentinária inicialmente, como a dentina da câmara pulpar. Assim poderia ocorrer dificuldades na infiltração dos monômeros nos espaços interfibrilares na rede de colágeno e, conseqüentemente, menor espessura da camada híbrida seria formada com conseqüente redução da adesão (89).

Essa redução na RU encontra suporte em outra pesquisa. Nakabayashi et al. relataram que o condicionamento ácido, no assoalho da câmara pulpar, poderia interferir na resistência de união, pois a desmineralização da dentina seria mais profunda que a difusão e impregnação do monômero; fibrilas colágenas sem a porção de hidroxiapatita ficariam expostas por resina não hibridizada. Esta zona de colágeno exposta poderia ser instável e sujeita à hidrólise, interferindo na adesão (55). Por outro lado, em razão das características do ER, como, a separação do primer (monômero hidrofílico) do adesivo (monômero hidrofóbico) em diferentes frascos, parece influenciar em menor sorção de água e menor permeabilidade conseqüentemente.

Desta forma, haveria maior grau de conversão monômero-polímero e, portanto, menos propensos à degradação ao longo do tempo (50).

Já em sistemas SE, a desmineralização de menos de 1 a 2µm já seria suficiente para adequada resistência adesiva por permitir que o monômero se difundisse entre as fibrilas colágenas expostas (53).

Outro trabalho relatou que mesmo com valores estatisticamente inferiores ao sistema ER, os sistemas SE de frasco único não apresentam prejuízo na resistência de união, pois esses sistemas possuem melhores propriedades no que se refere à degradação ao longo do tempo. A acidez da solução do sistema adesivo parece ser suficiente para desmineralizar a dentina, envelopar as fibrilas colágenas e os cristais de hidroxiapatita (19). Tal resultado, é corroborado na revisão sistemática e meta-análise de Rosa et al. Eles avaliaram a resistência de união dos sistemas adesivos universais nas abordagens ER e SE. Foi demonstrado que o condicionamento ácido prévio com ácido fosfórico não aumentou a RU do sistema ER quando comparado com os sistemas adesivos universais SE que tinham leve acidez. Os resultados foram estatisticamente semelhantes (90). A interação mais superficial deste material com o substrato dentinário parece reduzir a chance das fibrilas colágenas sofrerem o fenômeno da degradação; o que comprometeria a estabilidade de adesão ao longo do tempo (91).

Sistemas autocondicionantes com pH ameno podem limitar a perda de matriz inorgânica, na formação da camada híbrida, que conseqüentemente contribuiria para a adesão química através da reação com o grupo funcional dos monômeros adesivos (92). Estas observações estão de acordo com outros estudos, *in vitro* e *in vivo* (93–95). Seu bom desempenho na RU à dentina parece ser fundamentado pela sua composição específica e o uso do monômero funcional 10-MDP, que tem demonstrado alta capacidade de interação química à hidroxiapatita (95).

Outro aspecto que aumentaria significativamente a interação dos adesivos SE à dentina da câmara pulpar é o fato desta possuir menor espessura de debris em comparação às outras regiões em razão de não utilizar brocas no momento do preparo. Como há menor interferência da lama dentinária, as novas tecnologias de adesivos menos acídicos seriam benéficas em superfícies sem lama dentinária e com a vantagem de não alterar sua estrutura e composição (91).

A análise do padrão de fratura mostrou predominância de falhas adesivas/mistas (tipo A) evidenciando que a tensão do teste de microtração foi

exercida na interface a ser testada, conforme desejado. Alguns poucos espécimes apresentaram fraturas com maior área coesiva em substrato e ou resina, porém, não atreladas a resultados de RU atipicamente inferiores ou superiores. Algumas falhas coesivas em resina composta (tipo C) podem indicar que a fotopolimerização na base dos incrementos foi inadequada. Todos os grupos apresentaram diferentes padrões de falhas coesivas nesta região. A variabilidade das falhas pode também ser influenciada pela estrutura morfológica do assoalho da câmara pulpar, mais irregular e sem amplo contato com instrumentos (96) .

Uma vez que os procedimentos de preenchimento coronário devem ser idealmente simples e efetivos, permitindo ao clínico a obtenção de resultados confiáveis com o menor custo de tempo, os resultados do presente estudo apresentam pontos favoráveis ao uso da estratégia adesiva autocondicionantes, com sistemas de pH ameno e com monômeros funcionais estáveis, juntamente à técnica de preenchimento com resinas *bulk fill* fluídas fotopolimerizadas. Tal protocolo permite uma simplificação em relação à adesão ER e técnica INC e resultados de resistência de união superiores aqueles obtido com resinas pasta-pasta para preenchimento com polimerização dual.

É importante ressaltar que o presente estudo *in vitro* apresenta limitações por ter testado apenas uma combinação de materiais/marcas comerciais para cada combinação de estratégia adesiva e técnica de preenchimento coronário. Para a estratégia SE foi essencial usar adesivos e resinas da mesma marca comercial devido ao risco de incompatibilidade. Por outro lado, isso pode ter levado a variação de resultados devido a diferenças entre SBU e FBV. Entretanto, quando a técnica DUAL foi comparada à BKF e INC com a estratégia adesiva ER (mesmo adesivo), similares resultados desfavoráveis à técnica DUAL foram encontrados.

CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo sugerem que a técnica de preenchimento influenciou a resistência de união à dentina da câmara pulpar. Os métodos INC e BKF, independente da estratégia adesiva - SE ou ER-, obtiveram melhores resultados de RU. A técnica DUAL empregada obteve valores significativamente inferiores.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rocca GT, Krejci I. Restaurações adesivas com coroas sem pinos para dentes posteriores tratados endodonticamente: De compósitos diretos até endocrowns. *J Esthet Restor Dent.* 2013;8:156–79.
2. Clavijo EMA, Clavijo VGR, Itikawa GN, Ferraz CCR. Blindagem dental pós tratamento endodôntico com pinos de fibra de vidro. In: *Beleza do Sorriso Especialidade em foco.* 2014. p. 94–169.
3. Kwon O-H, Kim D-H, Park S-H. The influence of elastic modulus of base material on the marginal adaptation of direct composite restoration. *Oper Dent.* 2010;35(4):441–7.
4. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. *J Dent.* 2015;43(2):209–18.
5. Van Dijken JW V, Pallesen U. Clinical performance of a hybrid resin composite with and without an intermediate layer of flowable resin composite: A 7-year evaluation. *Dent Mater.* 2011;27(2):150–6.
6. Arrais CAG, Kasaz ADC, Albino LGB, Rodrigues JA, Reis AF. Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials. *Braz Oral Res.* 2010;24(2):245–9.
7. Tauböck TT, Oberlin H, Buchalla W, Roos M, Attin T. Comparing the effectiveness of self-curing and light curing in polymerization of dual-cured core buildup materials. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(8):950–6.
8. Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Abu Zaghlan R, Steier L. Longevity of Self-etch Dentin Bonding Adhesives Compared to Etch-and-rinse Dentin Bonding Adhesives: A Systematic Review. *J Evid Based Dent Pract.* 2016;16(2):96–106.
9. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):1–16.
10. Rosa WL de O da, Piva E, Silva AF da. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2015;43(7):765–76.
11. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic

- review of current clinical trials. *Dent Mater.* 2005;21(9):864–81.
12. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26):3757–85.
 13. Bolhuis PB, De Gee AJ, Kleverlaan CJ, El Zohairy AA, Feilzer AJ. Contraction stress and bond strength to dentin for compatible and incompatible combinations of bonding systems and chemical and light-cured core build-up resin composites. *Dent Mater.* 2006;22(3):223–33.
 14. Sanares AME, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater.* 2001;17(6):542–56.
 15. Foreman P, Soames J. Analysis of the pulp chamber floor of human molar teeth. *Int Endod J.* 1988;21:257–63.
 16. Gré CP, Andrada MAC, Monteiro Júnior S, Lise DP, Deucher C, Ruschel VC. Microtensile bond strength of universal adhesive system to deep dentin. *Dent Mater.* 2014;30(2):e144.
 17. Yazici a R, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent.* 2006;31(2):261–5.
 18. Kim Y-H, Shin D-H. Effect of chlorhexidine application on the bond strength of resin core to axial dentin in endodontic cavity. *Restor Dent Endod.* 2012;37(4):207–14.
 19. Kijssamanmith K, Timpawat S, Harnirattisai C, Messer HH. Micro-tensile bond strengths of bonding agents to pulpal floor dentine. *Int Endod J.* 2002;35(10):833–9.
 20. Ariyoshi M, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Influence of filling technique and curing mode on the bond strengths of composite cores to pulpal floor dentin. *Dent Mater J.* 2010;29(5):562–9.
 21. Akagawa H, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Influence of cavity configuration on the adhesion of two resin-based composites to pulpal floor dentin. *Am J Dent.* 2005;18(4):233–6.
 22. Fokkinga W a, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Composite resin core-crown reconstructions: an up to 17-year follow-up of a controlled clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2008;21(2):109–15.

23. Belli S, Zhang Y, Pereira PN, Pashley DH. Adhesive sealing of the pulp chamber. *J Endod.* 2001;27(8):521–6.
24. Belli S, Zhang Y, Pereira PN, Ozer F, Pashley DH. Regional bond strengths of adhesive resins to pulp chamber dentin. *J Endod.* 2001;27:527–32.
25. Toba S, Veerapravati W, Shimada Y, Nikaido T, Tagami J. Micro-shear bond strengths of adhesive resins to coronal dentin versus the floor of the pulp chamber. *Am J Dent.* 2003 Sep;16 Spec No:51A–56A.
26. Deepa VL, Damaraju B, Priyadharsini BI, Subbarao V V, Raju KRK. Comparative Evaluation of Microshear Bond Strength of 5(th), 6(th) and 7(th) Generation Bonding Agents to Coronal Dentin Versus Dentin at Floor of Pulp Chamber: An In vitro Study. *J Int oral Heal JIOH.* 2014;6(5):72–6.
27. Akagawa H, Nikaido T, Takada T, Burrow MF, Tagami J. Shear bond strengths to coronal and pulp chamber floor dentin. *Am J Dent.* 2002;15(6):383–8.
28. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1996;7(2):104–33.
29. Marshall GWJ, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 1997;25(6):441–58.
30. Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355–62.
31. Pereira PNR, Bedran-de-Castro AKB, Duarte WR, Yamauchi M. Removal of noncollagenous components affects dentin bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007 Jan;80(1):86–91.
32. Perdigão J. Dentin bonding-Variabes related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater.* 2010;26(2):24–37.
33. Komabayashi T, Nonomura G, Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. Dentin tubule numerical density variations below the CEJ. *J Dent.* 2008 Nov;36(11):953–8.
34. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989 Nov;15(11):512–6.
35. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The Effect of Different Restoration Techniques on the Fracture Resistance of Endodontically-treated Molars. *Oper Dent.* 2008;33(5):526–33.
36. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J.*

- 1995;28(1):12–8.
37. Tan PLB, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, et al. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent.* 2005 Apr;93(4):331–6.
 38. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):442–8.
 39. Güth J-F, Edelhoff D, Goldberg J, Magne P. CAD/CAM Polymer vs Direct Composite Resin Core Buildups for Endodontically Treated Molars Without Ferrule. *Oper Dent.* 2016; 41-1, 53-63.
 40. Morgano SM, Rodrigues AHC, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):397–416.
 41. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1994;10:91–3.
 42. Kinney JH, Balooch M, Marshall SJ, Marshall GW, Weihs TP. Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol.* 1996 Jan;41(1):9–13.
 43. Cruz-Filho AM, Sousa-Neto MD, Saquy PC, Pécora JD. Evaluation of the effect of EDTAC, CDTA, and EGTA on radicular dentin microhardness. *J Endod.* 2001 Mar;27(3):183–4.
 44. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008;39(2):117–29.
 45. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992;18(5):209–15.
 46. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent.* 1998;26(1):1–20.
 47. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res.* 1992 Aug;71(8):1530–40.
 48. Spencer P, Swafford JR. Unprotected protein at the dentin-adhesive interface. *Quintessence Int.* 1999 Jul;30(7):501–7.

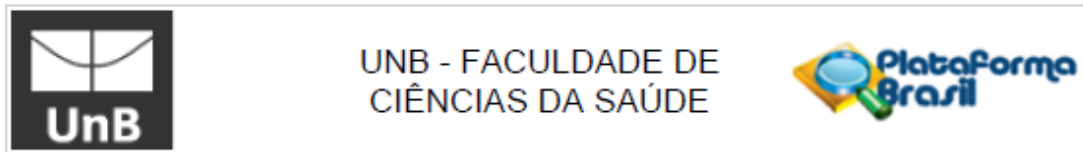
49. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, et al. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*. 2013;39(2):113–27.
50. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005 Feb;84(2):118–32.
51. Nishiyama N, Tay FR, Fujita K, Pashley DH, Ikemura K, Hiraishi N, et al. Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer--correlation of ¹³C NMR and TEM findings. *J Dent Res*. 2006 May;85(5):422–6.
52. Inque S, Murata Y, Sano H, Kashiwada T. Effect of NaOCl and Treatment Dentin on Bond Strength between Indirect Resin. *J Dent mat*. 2002;21(4):343–54.
53. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1):90–101.
54. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc*. 2003 Dec;69(11):726–31.
55. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982;16(3):265–73.
56. Goodis HE, Marshall GW, White JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Arch Oral Biol*. 1991;36(8):561–6.
57. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*. 2004 Mar;83(3):216–21.
58. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosà M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *J Dent*. 2014;42(5):603–12.
59. Carrilho MRO, Geraldeli S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res*. 2007 Jun;86(6):529–33.
60. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*. 2003 Sep;24(21):3795–803.

61. Ari H, Erdemir A. Effects of endodontic irrigation solutions on mineral content of root canal dentin using ICP-AES technique. *J Endod.* 2005 Mar;31(3):187–9.
62. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech.* 2001;34(10):1269–77.
63. Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent.* 2015;43(6):664–72.
64. Tauböck TT, Bortolotto T, Buchalla W, Attin T, Krejci I. Influence of light-curing protocols on polymerization shrinkage and shrinkage force of a dual-cured core build-up resin composite. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(4):423–9.
65. Oguri M, Yoshida Y, Yoshihara K, Miyauchi T, Nakamura Y, Shimoda S, et al. Effects of functional monomers and photo-initiators on the degree of conversion of a dental adhesive. *Acta Biomater.* 2012 May;8(5):1928–34.
66. Ariyoshi M, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Influence of filling technique and curing mode on the bond strengths of composite cores to pulpal floor dentin. *Dent Mater J.* 2010;29(5):562–9.
67. Yoshida K, Greener EH. Effects of two amine reducing agents on the degree of conversion and physical properties of an unfilled light-cured resin. *Dent Mater.* 1993 Jul;9(4):246–51.
68. Lee M-R, Cho B-H, Son H-H, Um C-M, Lee I-B. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater.* 2007 Mar;23(3):288–95.
69. Tay FR, King NM, Suh BI, Pashley DH. Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives. *J Adhes Dent.* 2001;3(3):207–25.
70. Ikemura K, Ichizawa K, Endo T. Design of a new self-etching HEMA-free adhesive. *Dent Mater J.* 2009 Sep;28(5):558–64.
71. Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J.* 2015;12(2):71–80.
72. Scotti N, Comba A, Gambino A, Paolino DS, Alovise M, Pasqualini D, et al. Microleakage at enamel and dentin margins with a bulk fills flowable resin. *Eur J Dent.* 2014;8(1):1–8.
73. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-

- composites. *Dent Mater.* 2014;30(2):149–54.
74. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):129–40.
 75. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater.* 2013 Mar;29(3):269–77.
 76. Armstrong S, Breschi L, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ MTBS) approach. *Dent Mater.* 2016;33(2):133–43.
 77. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater.* 2015;31(12):1542–51.
 78. Hickey D, Sharif O, Janjua F, Brunton PA. Bulk dentine replacement versus incrementally placed resin composite: A randomised controlled clinical trial. *J Dent.* 2016;46:18–22.
 79. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 2009;25(6):810–9.
 80. Hahnel S, Henrich A, B?rgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of Mechanical Properties of Modern Dental Composites After Artificial Aging for One Year. *Oper Dent.* 2010;35(4):412–9.
 81. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJP, Shortall ACC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: The impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength. *Dent Mater.* 2009;25(2):188–97.
 82. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater.* 2012;28(8):928–35.
 83. Kuroe T, Tachibana K, Tanino Y, Satoh N, Ohata N, Sano H, et al. Contraction stress of composite resin build-up procedures for pulpless molars. *J Adhes Dent.* 2003;5(1):71–7.
 84. Tachibana K, Kuroe T, Tanino Y, Satoh N, Ohata N, Sano H, et al. Effects of incremental curing on contraction stresses associated with various resin composite buildups. *Quintessence Int.* 2004;35(4):299–306.
 85. O’Keefe KL, Powers JM. Adhesion of resin composite core materials to dentin.

- Int J Prosthodont. 2001;14(5):451–6.
86. Al-Ansari A, Al-Harbi F, Baba NZ. In vitro evaluation of the bond strength of composite resin foundation materials to dentin. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):529–35.
 87. Carvalho RM, Pereira J, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*. 1996;1(21):17–24.
 88. Yazici AR, Celik C, Ozgünaltay G, Dayangaç B. Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent*. 2007;32(2):166–72.
 89. Vargas MA, Cobb DS, Armstrong SR. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Oper Dent*. 1997;22(4):159–66.
 90. Da Rosa WLDO, Piva E, Da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2015;43(7):765–76.
 91. Cardoso M V., De Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. 2011; (56):31–44.
 92. Yuan Y, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J. Effect of dentin depth on hybridization quality using different bonding tactics in vivo. *J Dent*. 2007;35(8):664–72.
 93. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig*. 2002;6(3):155–60.
 94. Peumans M, Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *Eur J Oral Sci*. 2005 Dec;113(6):512–8.
 95. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 2003 Feb;82(2):136–40.
 96. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*. 2002;18(3):269–75.

Anexo 1 – Folha de parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa Universidade Brasília



Continuação do Parecer: 1.795.721

Ausência	tcle.pdf	29/09/2016 16:31:21	ingrid silva de castro	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	tcle.docx	29/09/2016 16:25:19	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	notadeesclarecimento.docx	17/08/2016 11:36:15	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	termoderesponsabilidade.pdf	23/02/2016 10:25:59	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	termoderesponsabilidade.doc	23/02/2016 10:25:38	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	termodeconcordanciafs.pdf	23/02/2016 10:25:08	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	termodeconcordanciasfs.doc	23/02/2016 10:24:27	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	termodeconcordanciahub.pdf	23/02/2016 10:24:00	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	termodeconcordanciahub.doc	23/02/2016 10:23:21	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	termodecienciahub.pdf	23/02/2016 10:22:33	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	termodecienciahub.doc	23/02/2016 10:21:54	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	encaminhamento.pdf	23/02/2016 10:21:11	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	encaminhamento.doc	23/02/2016 10:20:42	ingrid silva de castro	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	23/02/2016 10:14:43	ingrid silva de castro	Aceito
Outros	curriculeandro.pdf	12/02/2016 14:47:30	ingrid silva de castro	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASILIA, 27 de Outubro de 2016

Assinado por:
Keila Elizabeth Fontana
(Coordenador)

Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro
Bairro: Asa Norte CEP: 70.910-900
UF: DF Município: BRASILIA
Telefone: (61)3107-1947 E-mail: cepfsunb@gmail.com