LUIZ CARLOS FRANÇA RAMOS

INFLUÊNCIA DE SUBSTÂNCIAS DESSENSIBILIZANTES OCLUSIVAS NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMA RESTAURADOR ADESIVO

CAMPO GRANDE
2014

LUIZ CARLOS FRANÇA RAMOS

INFLUÊNCIA DE SUBSTÂNCIAS DESSENSIBILIZANTES OCLUSIVAS NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMA RESTAURADOR ADESIVO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia Prof. Albino Coimbra Filho, Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Profa. Dra. Margareth Coutinho

CAMPO GRANDE
2014

FOLHA DE APROVAÇÃO

LUIZ CARLOS FRANÇA RAMOS

INFLUÊNCIA DE SUBSTÂNCIAS DESSENSIBILIZANTES OCLUSIVAS NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMA RESTAURADOR ADESVIO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia Prof. Albino Coimbra Filho, Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Resultado_____

Campo Grande (MS), _____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Margareth Coutinho
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Prof. Dr. Danilo Mathias Zanello Guerisoli
Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Prof. Dra. Andrea Freire de Vasconcelos Eckelberg
Pontifícia Universidade Católica do Paraná / PUC-PR

AGRADECIMENTOS

- Primeiramente a Deus por estar sempre comigo, pois ele é amor, sem ele nada seria e não teria conseguido chegar até aqui. Sua fidelidade me fez concretizar mais um sonho.

- Aos meus pais Luiz Carlos e Evanir que com muito amor e dedicação, apesar das dificuldades, me apoiaram nas minhas decisões ao longo da minha jornada na carreira odontológica. Muito obrigado por tudo que fizeram e fazem por mim. Amo muito vocês.

- À Livia Mara e Sarah, minha esposa e filha. A família na vida de um homem é a razão da existência humana, sem vocês meus dias não têm cor, nem cheiro, tampouco sabor. Muito obrigado pela paciência, pois ao longo dessa jornada muitas coisas foram deixadas de lado junto a vocês para que eu pudesse concretizar este sonho. Amo muito vocês, e sou grato a Deus pela família que tenho.

- À minha orientadora Profa. Dra. Margareth Coutinho, pela oportunidade de estar realizando este sonho juntos, uma pessoa que está pronta a nos receber de braços abertos e com carinho. Muito obrigado por partilhar seu conhecimento ao longo da minha história na odontologia e principalmente neste trabalho. Sua paciência, seus conselhos, sua compreensão como professora e pessoa puderam fazer com que eu chegasse até aqui. Muito obrigado.

- Aos meus colegas de mestrado, pela amizade que fizemos, pelas conversas, pelo incentivo mútuo, pois sabemos o quão árdua é a caminhada, pelos trabalhos e seminários que juntos podemos executar. Saudade é a palavra certa para utilizar neste momento de mais uma etapa concluída em nossas vidas. Sucesso a todos vocês.

- Aos professores e colaboradores do Programa de Pós-graduação – Mestrado em Clínica Odontológica da Faculdade Prof. Albino Coimbra Filho da Fundação Universidade Federal de Mato Grosso Sul, pela iniciativa de podermos disfrutar de um mestrado com um quadro de professores competentes. Muito obrigado pelo conhecimento adquirido através de vocês.

- Ao Prof. Dr. Wander Filiú pela colaboração neste trabalho, pelo desenvolvimento de algumas substâncias dessensibilizantes utilizadas neste experimento, pelo seu conhecimento transmitido para o auxílio deste trabalho. Também agradeço sua paciência, dedicação e exemplo como professor, sempre apto a me receber em sua sala para conversarmos e trocarmos informações de grande valia. Muito obrigado.

- Ao Prof. Dr. Danilo Mathias Zanello Guerisoli, pela competência com que exerce sua profissão. Pronto a ajudar e esclarecer dúvidas com seus conhecimentos. Muito obrigado por ter ajudado no tratamento da estatística deste trabalho e pela amizade, que auxilia muito na relação entre aluno e professor.

- Obrigado à Faculdade de Odontologia Prof. Albino Coimbra Filho da Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, pela estrutura e recursos técnico-científicos de pesquisa utilizados para realização e concretização deste trabalho. Agradeço aos funcionários desta instituição de ensino superior que de maneira geral contribuíram direta e indiretamente para realização deste sonho. Muito obrigado a todos.

RESUMO

Ramos LCF. Influência de substâncias dessensibilizantes oclusivas da resistência de união de sistema restaurador adesivo. Campo Grande; 2014. [Dissertação – Faculdade de Odontologia Prof. Albino Coimbra filho da Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

O objetivo deste estudo *in vitro* foi verificar, através do teste de resistência à microtração, a influência do uso de substâncias dessensibilizantes oclusivas após condicionamento ácido da dentina, previamente à aplicação do sistema adesivo Single Bond Universal (SBU) (3M-ESPE), como técnica para diminuir a permeabilidade dentinária e avaliar os efeitos na resistência de união. Foram utilizados 40 coroas de molares humanos hígidos, onde se removeu dois terços da coroa expondo uma superfície plana em dentina. Em seguida, foi mensurada a permeabilidade dentinária para classificação e padronização dos grupos. Os espécimes receberam condicionamento ácido fosfórico 37% e tratamento de superfície conforme grupos (n=8): G1-Controle (sem tratamento); G2-OxP (oxalato de potássio 3% gel); G3-Arg (arginina 8% + carbonato de cálcio em gel); G4-CLEs (cloreto de estrôncio 8% em gel) e G5-Bb(BisBlock - BISCO). Todos os grupos receberam aplicação do SBU e restauração com resina composta Filtek Z350XT (3M-ESPE). Os espécimes foram submetidos a pressão intrapulpar simulada durante sete dias. Palitos de 0,9x0,9 mm foram obtidos e submetidos ao teste de microtração. A média (Mpa) e desvio padrão da força à tração: G1 SBU 39,69 ± 9,03; G2 OxP 42,31 ± 12,86; G3 Arg 54,61 ± 9,62; G4 CLEs 48,28 ± 11,35 e G5 Bb 18,33 ± 3,14. Após a aplicação dos testes de Análise de Variância e Teste de Tukey, foi demonstrada diferença significativa entre os grupos, onde G5-Bb apresentou o menor valor de resistência de união e G3-Arg o maior.

Palavras-Chave: permeabilidade da dentina, resistência à tração, adesivos dentinários

ABSTRACT

Ramos LCF. Influence of occlusive desensitizing substances on bond-strength of adhesive restorative system. Campo Grande; 2014.[Dissertação Faculdade de Odontologia Prof. Albino Coimbra Filho da Fundação Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

The aim of this in vitro study was to verify, through the resistance microtensile test, the influence of the use of occlusive desensitizing substances after acid etching of dentin prior to the application of Single Bond Universal (SBU) (3M-ESPE), as technique to reduce dentin permeability and assess the effects on the bond strength. 40 crowns of healthy human molars, where two-thirds of the crown removed exposing a dentin surfaces were used. Then dentin permeability was measured for classification and standardization groups. The specimens were given 37% phosphoric acid etching, and surface treatment as groups (n = 8): G1-Control (no treatment); G2-OXP (3% potassium oxalate gel); G3-Arg (Arginine + 8% calcium carbonate gel); G4-cles (strontium chloride 8% gel) and G5 Bb (BisBlock - BISCO). All groups received application of SBU and restoration with Filtek Z350XT (3M-ESPE) resin. The specimens were subjected to simulated intrapulpal pressure for seven days. Toothpicks 0.9 x0, 9 mm were obtained and submitted to microtensile test. Mean (MPa) and standard deviation of tensile strength: G1 SBU 39.69 ± 9.03; G2 OXP 42.31 ± 12.86; G3 Arg 54.61 ± 9.62; Cles G4 48.28 ± 11.35 and 18.33 ± 3.14 G5 Bb. After the application of analysis of variance and Tukey's test tests demonstrated significant differences between the groups, where G5-Bb presented the lowest bond strength and the greatest G3-Arg.

Keywords: dentin permeability, tensile strength, dentin-bonding agents.

LISTA ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	porcento
*	diferença estatisticamente significante
A	área
A_{SUP}	área de superfície dentinária exposta (cm^2)
Bis-GMA	bisfenol-A glicidil metacrilato
CaSr	sal de cálcio-estrôncio
Ca-MDP	sal de cálcio-MDP
cm	centímetro(s)
cm^2	centímetro quadrado
cmH_2O	centímetro quadrado de água
D	deslocamento da bolha de ar no tubo capilar (mm)
F	força
h	hora
H_2O	água
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
JAD	junção amelo-dentinária
KPa	quilo Pascal(is)
L	comprimento do tubo capilar (mm)
L_P	condutância hidráulica da dentina
MEV	microscópio eletrônico de varredura
min	minuto(s)
mm	milímetro(s)
µm	micrômetro
MPa	mega Pascal(is)
mW/cm^2	miliwatts por centímetro quadrado

µL	microlitro
µL/cm^2	microlitro por centímetro quadrado
µL/min	microlitro por minuto
N	Newton (medida de força)
P	diferença de pressão hidrostática através da dentina (cmH_2O)
pH	potencial hidrogeniônico (quantidade de íons hidrogênio contida em uma substância)
Q	índice de filtração em µL/min
s	segundo
SBU	Single Bond Universal (3M-ESPE) – Adesivo Universal multi-passos
T	tempo em minutos para fórmula da condutividade hidráulica
TEGDMA	trietileno glicol dimetacrilato
UDMA	uretano dimetacrilato
VCP	copolímero de VITREBOND (3M-ESPE)
ºC	grau centígrado
10-MDP	10-metacriloiloxidecil diidrogeno fosfato ou decanodiol fostato metacrilato

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Método convencional e método de Feitosa *et al.* 2012 de pressão intrapulpar simulada 23

Figura 2 – Medindo 2 mm abaixo da junção amelocementária com paquímetro digital Mitutoyo..... 36

Figura 3 – Marcação coronal e cervical para corte 36

Figura 4 – Corte 2/3 da porção coronal 36

Figura 5 – Corte cervical 2 mm abaixo da junção amelocementária 36

Figura 6 – Espécime obtido com remanescente da câmara pulpar 36

Figura 7 – Espécime com espessura de dentina remanescente 0,9 mm 37

Figura 8 – Máquina de permeabilidade dentinária..... 40

Figura 9 – Espécime dentro da câmara da máquina de permeabilidade..... 40

Figura 10 – Início da bolha de ar, posição zero no paquímetro digital 41

Figura 11 – Deslocamento da bolha dentro do tubo capilar após 5 minutos 41

Figura 12 – Mensurando deslocamento da bolha do tubo capilar..... 41

Figura 13 – Início condicionamento ácido fosfórico a 37% em dentina..... 43

Figura 14 – Condicionando a dentina por 10 s..... 43

Figura 15 – Lavagem abundante com jato de ar+água por 10 s 44

Figura 16 – Secagem da superfície de dentina com papel absorvente 44

Figura 17 – Aparelho de luz led Radii-cal (SDI) 46

Figura 18 – Resina composta nano-híbrida Filtek Z350XT (3M-ESPE)..... 46

Figura 19 – Espécimes restaurados 46

Figura 20 – Espécimes fixados à tampa com cera pegajosa (vista da câmara pulpar) **.**..... 47

Figura 21 – Espécimes fixados à tampa (vista superior) 47

Figura 22 – Recipiente utilizado para pressão intrapulpar simulada 48

Figura 23 – Espécime fixado em placa de acrílico 49

Figura 24 – Corte mésio-distal 49

Figura 25 – Corte vestíbulo-lingual e obtenção de palitos 49

Figura 26 – Adesivo instantâneo 454 (Loctite-Henkel) 50

Figura 27 – Dispositivo de microtração com corpo de prova fixado 50

Figura 28 – Gráfico apresentando a resistência de união dos corpos de prova dos grupos experimentais 53

Quadro 1 – Distribuição dos grupos, substâncias oclusivas e sistema adesivo e restaurador 42

Quadro 2 – Materiais utilizados, composições, modo de aplicação e lote, respectivamente..... 42-43

Tabela 1 – Resultados referentes à força de microtração (MPa) em cada um dos grupos experimentais avaliados..... 52

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 13

2 REVISÃO DE LITERATURA 16

2.1 Morfologia da dentina 16

2.2 Complexo dentino-pulpar 17

2.3 Condutividade hidráulica da dentina 19

2.4 Pressão intrapulpar simulada 21

2.5 Hipersensibilidade dentinária e substâncias obliterantes e redutoras da permeabilidade dentinária 24

2.6 Restaurações estéticas 27

2.7 Adesão e sistemas adesivos 28

3 PROPOSIÇÃO 34

3.1 Objetivo geral 34

3.2 Objetivo Específico 34

4 MATERIAIS E MÉTODOS 35

4.1 Preparo dos espécimes para mensuração da condutividade hidráulica.. 36

4.2 Fluxograma 38

4.3 Classificação dos espécimes em função da permeabilidade dentinária .. 39

4.4 Protocolo para condicionamento ácido da dentina 43

4.5 Protocolo para aplicação das substâncias olcusivas 45

4.6 Restauração com resina composta 46

4.7 Pressão intrapulpar simulada 46

4.8 Resistência de união 48

4.8.1 Preparo dos corpos de prova 48

4.8.2 Teste de microtração 49

4.9 Modo de fratura 50

4.10 Análise de dados 51

5 RESULTADOS 52

6 DISCUSSÃO 55

7 CONCLUSÕES 60

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 61

APÊNDICE 67

ANEXO 69

1 INTRODUÇÃO

A cavidade oral é um obstáculo para a dinâmica adesiva, tendo em vista a constituição da microbiota bucal, pH, atividade enzimática e presença de umidade. Desta forma, as restaurações não se comportam de forma estável ao longo do tempo (Sano, 2006). O simples armazenamento das restaurações de resina composta em água pode fazer com que seja reduzida a sua resistência de união (Kato & Nakabayashi, 1998).

Nos sistemas adesivos convencionais, a lama dentinária é removida pelo tratamento com ácido fosfórico e a dentina intertubular perde seu teor mineral expondo suas fibrilas colágenas. Assim, os túbulos dentinários são desobliterados, tendo seu diâmetro alargado na embocadura pela demineralização da dentina peritubular. Estes fatos permitem a penetração do sistema adesivo no interior dos túbulos e na rede colágena desmineralizada. Esta penetração promove o embricamento mecânico dentina/adesivo, possibilitando a adesão da estrutura dentária ao material restaurador. Falhas na camada de união podem ser evidenciadas e sua descontinuidade pode resultar em túbulos dentinários abertos, aumento da permeabilidade dentinária e convertendo-se em sensibilidade dentinária (Pashley *et al.*, 1993; Yousry, 2012).

A permeabilidade dentinária é caracterizada pelo fluxo do fluído dentinário no sentido da polpa para a dentina, explicada pela “Teoria Hidrodinâmica”, proposta por Brännström e Aström em 1972, onde o fluído dentinário pode se mover através de microscópicos túbulos, de maneira que ative inervações mecanoceptoras da polpa dental, causando estímulo doloroso e levando fluído dentinário até a superfície do preparo, o que pode influenciar a união.

A permeabilidade da dentina e a pressão intrapulpar são fatores importantes a serem considerados em testes laboratoriais. Pois comprovadamente a ausência desta, nos testes de resistência de união, demonstram diferenças significativas nos resultados, o que impossibilita a reprodução fiel do que realmente acontece clinicamente (Cardoso *et al.*, 2008; Feitosa *et al*., 2012).

A simplificação dos passos associada à incorporação de água e componentes hidrofílicos na composição dos adesivos convencionais, os tornaram

mais susceptíveis à sorção de água e consequente degradação ao longo do tempo (Carvalho *et al.*, 2004; Mena-Serrano *et al.*, 2013).

Atualmente há no mercado adesivos chamados “Universais” ou “ Multi-modo”, podendo ser utilizados como sistemas adesivos autocondicionantes de 1 passo e convencionais de 2 passos. Afim, de diminuir as etapas de uso do material e também proporcionar diferentes formas de aplicações em substratos distintos. Porém, há pouca informação na literatura sobre o desempenho dessa nova classe de adesivos universais (Hanabusa *et al.* 2012; Perdigão *et al.*, 2012; Muñoz *et al.*, 2013).

Acreditava-se que os adesivos dentinários fossem como membranas com capacidade de selar a superfície da dentina exposta e proteger o complexo dentina-polpa (Cox *et al.*, 1999). Entretanto, a aplicação de sistemas adesivos não garante completo selamento da dentina exposta, permitindo que ocorra a movimentação de fluidos através da dentina, mesmo sob a restauração finalizada (Bouillaguet *et al.*, 2000;Tay *et al.*, 2002; 2004).

Por serem membranas permeáveis, os adesivos dentinários contribuem para que a condutividade hidráulica da dentina adquira valores altos após procedimento adesivo convencional (Chersoni *et al.*, 2004; Hashimoto *et al.*, 2004).

Face a esta situação, uma prática clínica realizada é a aplicação de agente dessensibilizante dentinário no interior da cavidade previamente a restauração adesiva para que possa haver oclusão dos túbulos abertos em decorrência do processo de condicionamento ácido (Barrientos *et al.*, 2011; De Moraes Porto *et al.*, 2012; Yousry, 2012).

Soluções a base de oxalato de potássio são efetivos agentes de redução da permeabilidade da dentina e têm sido recomendadas para o tratamento da sensibilidade dentinária (De Andrade e Silva *et al.*, 2010). O oxalato de potássio reage com os íons cálcio da superfície e com o fluído dentinário formando cristais insolúveis de oxalato de cálcio, os quais se precipitam sobre a dentina exposta e reduzem sua permeabilidade (Pashley *et al.*, 1993; Gillam *et al.*, 2001).

Porém, quando aplicado após condicionamento ácido, os íons oxalato se difundem através dos túbulos dentinários até que encontrem íons cálcio na sub-superfície para reagir. Desta forma, os cristais de oxalato de cálcio se formam dentro dos túbulos dentinários, reduzindo ou eliminando o volume de fluídos que poderiam

permear através da camada de adesivo (Pashley *et al.*, 2001; Tay *et. al.*, 2003; De Andrade e Silva *et al.*,2010).

Quanto ao comprometimento ou não da resistência de união alguns autores são controversos, Hilgert *et al.* (2004) não obtiveram alterações na resistência de união após o uso do oxalato de potássio antes do procedimento restaurador. Em contrapartida, a aplicação do oxalato de potássio antes da aplicação de sistemas adesivos convencionais, resultou em diminuição na resistência de união entre dentina e resina composta, de acordo com o adesivo utilizado, e não tão somente da substância oclusiva (De Moraes Porto *et al.*, 2012).

A arginina associada ao carbonato de cálcio, incluído em dentifrícios, são eficazes no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Seu mecanismo de ação veda os túbulos dentinários, e proporciona melhora na resistência às pressões normais da polpa e ao desafio ácido, que por sua vez diminui o fluxo do fluído dentinário (Cummins *et al.*, 2009).

Li *et al.,* em 2012, verificaram que a arginina 8% com carbonato de cálcio utilizado em um dentifrício específico ocluiu mais área de túbulos dentinários que outras substâncias encontradas em dentifrícios para sensibilidade dentinária.

Outra substância dessensibilizante é o cloreto de estrôncio, que possui ação de ocluir os túbulos dentinários. Não há bases suficientes para comprovar sua eficiência, porém, Hughes *et al.*, em 2010 comprovaram que essa substância foi mais eficiente que a arginina nos efeitos da sensibilidade dentinária.

A permeabilidade dentinária e através dos sistemas adesivos causam profundas implicações clínicas e podem frustrar as expectativas de sucesso dos procedimentos adesivos. Diante de novas formulações destes sistemas e falhas que a simplificação dos passos clínicos provoca na união ao substrato dentinário, é importante que mais estudos sejam realizados para investigar os efeitos dos sistemas adesivos na condutividade hidráulica da dentina, o que reflete sua capacidade de selamento e ainda, os possíveis benefícios do uso de substâncias oclusivas antes da aplicação do sistema adesivo na redução da permeabilidade dentinária.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Morfologia da dentina

A dentina é um tecido rígido, mineralizado, de origem conjuntiva, hidratado, que constitui a maior parte da estrutura de cada dente, recobre e proporciona proteção à polpa dental e suporte ao esmalte. É composta de 70% de seu peso por minerais, como a hidroxiapatita, sob forma de cristalitos alongados e 20% de matéria orgânica, onde o colágeno do tipo I representa 85% e os demais constituintes orgânicos são proteínas não-colágenas, e 10% restantes é água (Spencer *et al*., 2010).

É constituída por túbulos dentinários que atravessam toda sua estrutura desde a cavidade pulpar até a região da junção amelo-dentinária ou junção cemento-dentina. Durante a dentinogênese, conforme a dentina vai sendo formada ao redor dos prolongamentos ondontoblásticos, os odontoblastos vão se retraindo em direção à polpa. Porém, a permanência dos prolongamentos no tecido em mineralização acaba resultando na formação dos túbulos, que posteriormente são preenchidos pelo fluido dentinário. Os túbulos percorrem toda a espessura da dentina num trajeto sinuoso, têm diâmetros de 2,5 µm, próximo à polpa, a 1,0 µm junto à junção amelodentinária (JAD). Microrramificações podem ser encontradas em qualquer local da dentina e podem ter 0,1µm. Sua quantidade também varia de acordo com a profundidade sendo aproximadamente 45.000 (próximo à polpa) à 20.000/mm^2 na junção amelodentinária. Em valores percentuais, podem representar desde 1% da área total, próxima à JAD, até 22% próximo à polpa (Pashley *et al.*, 2001; Perdigão, 2010).

Diferentes tipos de ramificações de túbulos dentinários são encontradas e elas podem se diferenciar com base na localização e direção das ramificações em relação ao túbulo principal. A dentina pode ter túbulos abertos, como em dentes recém-erupcionados e, em outras situações, e em locais específicos, pode ter túbulos que são parcialmente, ou completamente, obliterados ou obstruídos por depósitos minerais. Algumas partes da dentina radicular têm relativamente poucos túbulos. Estas diferenças afetam a permeabilidade do tecido, inclusive a

transferência de agentes nocivos, e, conseqüentemente, têm efeito sobre as reações pulpares (Mjör, 2009).

O fluído dentinário é constituído de um transudato do plasma e sua composição é semelhante ao plasma em muitos aspectos. Embora contenha proteínas de plasma, sua concentração é somente cerca de 10% daquela encontrada no plasma. O fluido sai entre os odontoblastos através dos túbulos dentinários e é bloqueado na periferia pelo esmalte na coroa e pelo cemento na raiz. Mantido sob pressão, se movimenta em resposta a estímulos táteis, osmóticos ou térmicos e esse movimento está diretamente associado à sensibilidade dentinária (Pashley, 1991).

A dentina peritubular forma a parede dos túbulos dentinários; é hipermineralizada, com espessura variável (0,4 µm próximo à polpa e 0,7 µm na junção amelodentinária) e parcialmente desprovida de fibrilas de colágeno. Como há deposição de dentina peritubular durante toda vida, os túbulos acabam sendo reduzidos ou obliterados, o que forma a dentina esclerosada. Já a dentina intertubular constitui a maior parte do volume da dentina e fica entre as colunas de dentina peritubular, é composta por fibrilas de colágeno, dispostas perpendicularmente aos túbulos, nas quais os cristalitos de apatita se depositam com seus longos eixos paralelos ao longo eixo das fibrilas (Mjör, 2009).

2.2 Complexo dentino-pulpar

A polpa é um tecido conjuntivo frouxo, rico em células, fibrilas colágenas, substância intercelular amorfa, nervos, vasos sanguíneos e linfáticos. As células principais da polpa são os odontoblastos, fibroblastos, células ectomesenquimais indiferenciadas, macrófagos e outras células imunocompetentes. A dentina é a porção mineralizada deste complexo tecidual com a mesma origem embriológica, e deve ser considerada anatomofisiologicamente como uma extensão da polpa (Mjör, 2009).

Vasos sanguíneos e linfáticos entram e deixam a polpa através dos forames apical e acessórios, e estão associados intimamente às arteríolas e feixes nervosos mielinizados e não mielinizados, que também penetram pelo forame apical, Estes nervos seguem os vasos sanguíneos até que se ramificam e formam uma

rede de terminações nervosas na região próxima às células odontoblásticas. É um tecido altamente inervado que contém nervos somáticos aferentes, que são as fibras. As fibras A-delta e A-beta (mielinizadas) e as fibras C, desmielinizadas, são responsáveis pelo impulso da dor. Mediante estímulos no meio bucal pode ocorrer movimento rápido de fluido resultando em dor; no entanto o movimento lento e normal do fluido não estimula as terminações nervosas e não causa dor (Abd-Elmeguid e Yu, 2009).

As células mais importantes do complexo dentinopulpar são os odontoblastos, que são responsáveis pela formação da dentina durante a formação do órgão dentário, chamada dentina primária. Após a erupção, estes continuam a formar dentina com contínua deposição, mas de forma mais lenta, esta é denominada dentina secundária. Já a dentina formada em resposta aos estímulos, como lesões cariosas ou procedimento restaurador, chamada de dentina terciária caracterizada por ser produzida apenas pelas células afetadas pelos estímulos, diferente da dentina primária e secundária que se formam ao longo de toda margem dentina-polpa (Mjör, 2009).

A interface que se forma entre a dentina formada pelas células odontoblásticas primárias (dentina primária e secundária) e as células que se diferenciaram (dentina terciária) age como uma barreira a entrada de agentes agressores, visto que os túbulos das duas dentinas não se comunicam diretamente. A diferente orientação dos túbulos impede, também, a movimentação de fluidos, eliminando, ainda que no local, a permeabilidade dentinária (Pashley, 1991; Mjör, 2009).

As alterações que ocorrem na estrutura da dentina, em resposta ao processo de cárie ocorrem tanto dentro da própria dentina quanto em sua vertente pulpar. A polpa responde ao processo de cárie bloqueando completamente a luz dos túbulos dentinários ou por uma diminuição no diâmetro tubular, para ajudar na prevenção de maior permeação de bactérias e de materiais tóxicos para a polpa (Perdigão, 2010).

2.3 Condutividade hidráulica da dentina

A passagem de substâncias através da dentina acontece pelos mecanismos de difusão e filtração que permitem a mensuração da condutância hidráulica dentinária em testes laboratoriais (Pashley *et al.*, 1988).

A quantificação da filtração de líquidos através dos túbulos dentinários é o método mais utilizado e mais simples para se medir a permeabilidade dentinária e a efetividade das substâncias obliteradoras de túbulos, representada pela condutância hidráulica dentinária. Na filtração, a movimentação de fluidos ocorre pela presença de um gradiente de pressão, e, não devido à concentração de substâncias diluídas no líquido (Pashley *et al.*, 1988; Pashley, 1991; Sauro *et al.*, 2007).

A facilidade com que os fluidos podem movimentar-se através de uma barreira permeável é expressa pela condutância hidráulica dentinária, sob uma determinada pressão e um determinado espaço de tempo (Pashley et al., 1996).

A medição da condutância hidráulica dentinária se dá através da medição do deslocamento de uma bolha de ar por um tubo capilar. Dispondo do diâmetro interno do tubo e do deslocamento da bolha no tempo pré-determinado, é possível calcular o volume de líquido que se deslocou através de um disco de dentina. Aplicando estes dados nas equações abaixo descritas é possível obter a permeabilidade com relação ao tempo, pressão e área útil do disco de dentina (Pashley *et al.*, 1996; Carrilho *et al*., 2009).

Com o valor de medida do deslocamento da bolha, obtido com uma média feita entre três medidas, cinco minutos cada (Komabayashi *et al.*, 2010) obtém-se o índice de filtração através da seguinte fórmula:

$$Q = \frac{Vp * D}{L * T}$$

Sendo:

Q= Índice de filtração (µl/min);

Vp= Volume padronizado (µl);
D= Deslocamento da bolha no tubo capilar (mm);
T= Tempo em minutos (min);
L= Comprimento do capilar (mm).

Obtido o valor do índice de filtração, este valor foi submetido à outra fórmula para obtenção do valor da condutância hidráulica da dentina em µl.cm^2/ min.cm H_2O (Lp) de cada espécime com a seguinte fórmula:

$$Lp = \frac{Q}{P * (A\ sup)}$$

Sendo:
Lp= Condutância hidráulica da dentina em µl.cm^2/ min.cm H_2O;
Q= Índice de filtração (µl/min.);
P= diferença de pressão hidrostática através da dentina (cm H_2O);
A sup= área de superfície dentinária exposta (cm^2).

A pressão aplicada pode coincidir com a pressão fisiológica pulpar (1,47 KPa ou 14 cm de H_2O ou 140 mm de H_2O) ou ser acima desta para forçar uma quantidade de fluido suficiente para uma medição acurada em menor tempo. Como exemplo 20 cm de H_2O (Sauro *et al.*, 2009). Como a pressão e o fluxo estão proporcionalmente ligados, quanto maior a pressão, maior a filtração de fluídos (Pashley e*t al*., 1996; Carrilho *et al.*, 2009).

A influência do tempo de medição nos resultados dos testes de permeabilidade está relacionada com a pressão empregada nestes testes. Estudos mostram que a permeabilidade não varia com o tempo de medição se a pressão empregada for semelhante à fisiológica. Nestes casos a água atravessa a dentina sem alterar a composição orgânica dos túbulos dentinários. Já quando uma pressão maior é aplicada, componentes orgânicos dos túbulos podem ser removidos ou alterados, subestimando ou superestimando a permeabilidade dentinária (Sauro *et*

al., 2007). Isto significa que quanto maior a sensibilidade do aparelho leitor, menor pressão deve ser utilizada e tempos curtos de medição podem ser empregados.

Segundo Pashley *et al.* (1991), devido ao formato cônico dos túbulos dentinários, o cálculo de fluxo de fluidos da dentina deve obedecer à mesma lei física para líquidos capilares.

Sendo assim, o fluxo de fluido será determinado basicamente por alterações no comprimento e diâmetro dos túbulos dentinários (Mjör, 2009; Komabayashi, 2010). O que leva ao entendimento de que pequenas mudanças no diâmetro dos túbulos dentinários pode alterar a condutância hidráulica dentinária.

Desta maneira, duas situações devem ser levadas em consideração quando se quer mensurar o fluxo de fluido ou condutância hidráulica dentinária: a primeira é que a presença de *smear layer* determina uma condição mais efetiva para obliteração de túbulos e diminuição do fluxo de fluido através da dentina, e, a segunda é que a desmineralização através do condicionamento ácido determina uma condição de aumento da permeabilidade em mais de 90%, alterando o diâmetro dos túbulos dentinários (Pashley, 1988; 1991; Tagami *et al.*, 1991; Ajcharanukul *et al.*, 2010).

Portanto, a condutividade hidráulica dos espécimes é medida sempre, inicialmente, na presença de *smear layer* (permeabilidade mínima), e, após sua remoção por meio da aplicação de condicionamentos ácidos (permeabilidade máxima), individualmente. Desta maneira, nestes tipos de experimento cada dente serve como seu próprio controle (Pashley *et al.,* 1988; 1996).

2.4 Pressão intrapulpar simulada

A simulação da pressão pulpar fisiológica *in vitro* tem sido importante em testes para avaliar o comportamento da ligação dentina-biomaterial (Cardoso *et al.*, 2008; Sauro *et al.*, 2009).

A pressão fisiológica normal da polpa corresponde a uma pressão hidrostática de 8 a 22 cm de água (cmH_2O). Normalmente ela é simulada nos experimentos com uma coluna de água, em geral de 15 a 20 cm, ligada a uma placa de acrílico, por meio de um de tubo de aço inoxidável conectado ao tubo e passando por um orifício na placa de acrílico permitindo comunicação com a câmara pulpar do espécime

dental e conectado a um aparelho de pressão hidráulica com água, a fim de produzir uma pressão de 20 cm de H_2O para o fundo da dentina ligada ao compósito (Sauro *et al.*, 2007; 2009)

Segundo Perdigão, 2010, a presença da pressão da polpa, e a espessura da dentina são variáveis extremamente importantes durante os procedimentos adesivos. O objetivo final de uma restauração estética é atingir uma adaptação íntima do material restaurador com o substrato dental. Esta tarefa é difícil de conseguir, pois o processo de adesão é diferente para esmalte e para a dentina – a dentina é mais úmida e mais orgânica do que o esmalte, que é predominantemente mineral. Além disso, a dentina contém uma quantidade significativa de água e matéria orgânica, principalmente colágeno tipo I.

A pressão hidrostática pulpar aumenta a transudação de água através da camada adesiva e híbrida, o que aumenta a plastificação das cadeias poliméricas e promove a degradação da área de ligação, portanto, contribuí com a diminuição da durabilidade a longo prazo de restaurações a base de resinas. A influência desta pressão pulpar na adesão dentinária e na durabilidade da restauração é tão notável que estudos têm realizado a oclusão dos túbulos dentinários com oxalato de potássio para melhorar a capacidade de vedação e de adesão, e para reduzir os efeitos deletérios da pressão pulpar (Sadek *et al.*, 2007; Vachiramon *et al.*, 2008).

Portanto a simulação da pressão pulpar fisiológica *in vitro* tem sido importante em testes para avaliar o comportamento da ligação dentina-biomaterial. Entretanto vários estudos têm analisado agentes de união dentinária sem a simulação da pressão pulpar com a justificativa de que durante a anestesia local há a rápida redução da circulação sanguínea pulpar, que reduz significativamente a permeabilidade dentinária no momento do procedimento restaurador (Odor *et al.*, 1994; Yoon *et al.*, 2012).

Feitosa *et al.*, (2012) desenvolveram um novo método de pressão simulada. Este método consistiu no uso de um recipiente cilíndrico (25 cm de altura e 12 cm de diâmetro) com sua respectiva tampa. Após a restauração, os dentes foram cobertos com duas camadas de verniz para evitar a infiltração de água, assim a passagem de água e da pressão foi possível apenas através dos túbulos dentinários. Após 1 h, cada amostra foi fixada ao interior da tampa do recipiente cilíndrico empurrando a amostra em direção à cera que estava na tampa e tendo o cuidado de evitar que a

cera ocluísse a abertura da câmara pulpar. As amostras podem ser fixadas de cabeça para baixo, com o lado oclusal para baixo na cera, mas fixando as amostras lateralmente evita-se tensões de cisalhamento ou de tração ao longo da interface dente / resina quando as amostras são retiradas das tampas. Depois disso, o recipiente foi preenchido com água destilada até uma altura de 20 cm, cobertos com as tampas que tinham as amostras fixadas a elas e, em seguida, virados de cabeça pra baixo. Assim, as amostras apresentaram uma coluna de 20 centímetros de água. Segundo os autores, a simulação da pressão pulpar é imprescindível na maioria das pesquisas odontológicas isso porque ela acelera a penetração da água, degradação do polímero, e a formação de gotículas na interface resina/dentina, representando assim a realidade de um dente *in vivo*. No entanto, apenas um número relativamente baixo de estudos têm utilizado este método, talvez por causa do preço e do tempo que leva, entretanto o novo método experimentado é menos demorado e mais barato do que o convencional, e como os resultados de resistência adesiva e nanoinfiltração deste estudo *in vitro* validam a semelhança entre os dois métodos, esta nova simulação de pressão pulpar é passível de uso nas próximas pesquisas, a única desvantagem do método experimental é que não é possível simular a pressão pulpar durante a restauração.

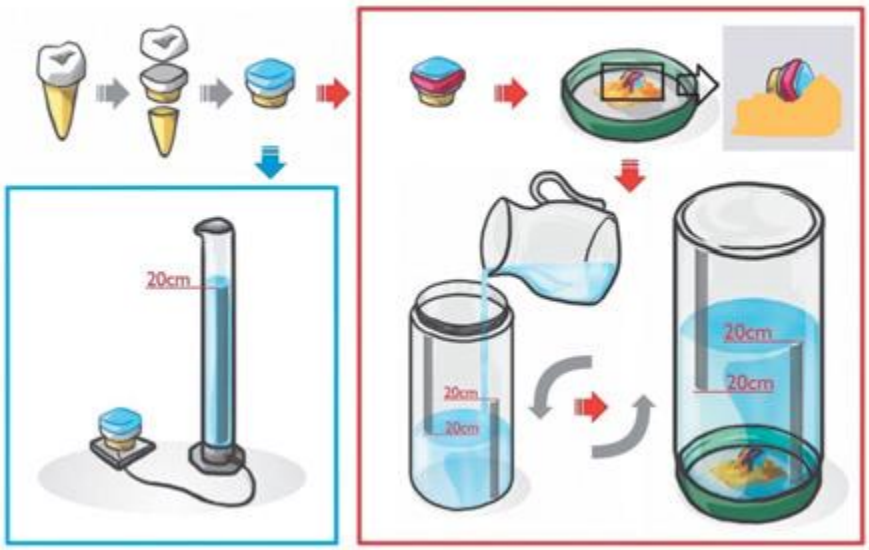


Fig. 1 – Metódo convencional e método de Feitosa *et al.*, 2012 de pressão intrapulpar simulada.

2.5 Hipersensibilidade dentinária e substâncias obliterantes e redutoras da permeabilidade dentinária

A dentina pode ficar exposta através de vários meios, por exemplo, o esmalte ou o cemento que normalmente cobrem a superfície da dentina podem ser removidos como resultado de atrito, abrasão ou erosão. Em geral, verifica-se que a hipersensibilidade dentinária raramente é resultante de apenas um dos fatores acima, mas sim da combinação de mais de um fator. Independentemente da etiologia da exposição dentinária, uma característica que parece ser em comum e que é túbulos dentinários abertos, que oferecem um contato direto entre o ambiente externo e interno da polpa dentária. Por conseguinte, o tratamento visa não só restaurar o selamento original, ocluindo os túbulos dentinários, mas, também, controlar os elementos neurais dentro da polpa para conter o efeito dos estimuladores externos. Estes dois modos de controle são: obliteração parcial ou total dos túbulos dentinários ou alteração de atividade sensorial pulpar, ou ambos. A utilização de materiais restauradores é geralmente uma solução invasiva para o problema de hipersensibilidade. Os materiais comumente usados incluem resinas compostas e restaurações de ionômero de vidro. Geralmente, esta abordagem é reservada para situações onde houve significativa perda de estrutura dentária cervical, ou como última recurso para um dente que não respondeu a outros protocolos dessensibilizantes menos invasivos. (Bartold, 2006).

Agentes dessensibilizantes foram classificados de acordo com o seu modo de ação. Eles podem ser encontrados em forma de géis, dentífricos, colutórios, ou agentes a serem aplicados topicamente, tais como vernizes, resina composta, cimento de ionômero de vidro, adesivos dentinários, membranas periodontais e de aplicações de laser. Os produtos vendidos em farmácias e laboratórios, como dentifrícios e soluções para bochechos tem sido amplamente testados e indicados para o alívio da dor. Apesar disso, uma variedade de mais complexos e poderosos produtos está disponível para uso em clínicas dentárias, tais como oxalato de potássio, fluoretos, adesivos, selantes resinosos, e outros (Porto *et al.*, 2009).

A aplicação de géis contendo sais solúveis como oxalato de potássio, oxalato férrico (Pashley *et al.*, 1988), arginina com carbonato de cálcio, acetato de

estrôncio e fluoreto de sódio (Hughes *et al.*, 2010) podem reduzir a permeabilidade dentinária devido à reação destes sais com os constituintes dentários formando cristais relativamente insolúveis que se depositam na superfície dentinária, obliterando ou reduzindo o calibre dos túbulos dentinários (Layer & Hughes, 2010; Li *et al.*, 2012).

O oxalato de potássio como agente oclusivo de túbulos dentinários apresenta efeito importante na redução da sensibilidade dentinária como já visto em vários estudos (De Andrade e Silva *et al.*, 2007; Garcia *et al.*, 2010; Cunha-Cruz *et al.*, 2011; De Moraes Porto *et al.*, 2012). Além de apresentar efeito oclusivo por meio da formação dos cristais de oxalato de cálcio, o agente apresenta efeito sobre as terminações nervosas. O aumento do potássio extracelular causa a despolarização do nervo, diminuindo a sua excitabilidade (Abd-Elmeguid e Yu, 2009; De Andrade e Silva *et al.*, 2010; De Moraes Porto *et al.*, 2012).

O oxalato de potássio tem sido utilizado como tratamento alternativo para evitar a transudação de água da dentina para a camada de adesivo, sendo aplicado antes do sistema adesivo. Este tratamento prévio com oxalato de potássio tem mostrado redução na condutância hidráulica dentinária. Com esta redução, o polímero dentro da camada híbrida está apto a se tornar mais protegido contra os efeitos deletérios da água proveniente da dentina, o que pode favorecer a estabilidade das forças adesivas. No entanto, o uso desta técnica reduz a estabilidade da interface depois de medio a longo prazo de armazenamento em água (6 à 12 meses). O fato de existir alguma incompatibilidade entre produtos a base de oxalato e o adesivo pode ser a razão das falhas neste protocolo, e, isto não desencoraja mais estudos sobre o assunto. Como este protocolo requer a desmineralização da dentina previamente, não é aplicável para os sistemas adesivos autocondicionantes (Reis A *et al.*, 2013).

Barrientos *et al*., 2011, realizaram uma pesquisa clínica com 36 pacientes que apresentavam sensibilidade dentinária pré-operatória. Os autores avaliaram a redução da sensibilidade após a utilização de ácido oxálico sob as restaurações adesivas, comparando com um grupo controle, que utilizava água destilada. Comprovou-se a eficácia do agente (ácido oxálico), que, por meio da precipitação de cristais, reduz o movimento dos fluidos dentinários e, assim, reduz a sensibilidade.

Estudos têm demonstrado que para reduzir efetivamente a permeabilidade dos sistemas adesivos, a aplicação prévia de dessensibilizantes de oxalato de potássio, como o BisBlock, mostraram efetividade ao reagirem com cálcio ionizado da dentina para formar cristais de oxalato de cálcio que podem ocluir os túbulos dentinários. Quando aplicados após condicionamento ácido, cristais de oxalato de cálcio se formam somente dentro dos túbulos deixando a superfície dentinária adequada para receber o sistema adesivo (De Andrade e Silva *et al.*, 2010; De Moraes Porto *et al.*, 2012)

Outro agente oclusivo, como arginina com carbonato de cálcio tem demonstrado efetividade na oclusão de túbulos dentinários e redução da sensibilidade dentinária. A arginina juntamente com carbonato de cálcio atuam juntos no mecanismo de aceleração natural de obliteração através de depósito (obliteração mecânica) na dentina como mineral dentro dos túbulos dentinários e como camada protetora na superfície dentinária (Hughes *et al.*, 2010; Li *et al.*, 2012). No entanto, estudos *in vitro* suportam que os depósitos de arginina com carbonato de cálcio não tem sido adequadamente demonstrados quanto à insolubilidade na presença de ácidos (Addy e Smith, 2010)

A arginina é um aminoácido natural encontrado na saliva, capaz de participar do bloqueio mecânico dos túbulos dentinários. É uma molécula polar, que apresenta uma porção com carga positiva e outra com carga negativa. Isso permite que a arginina junto com o carbonato de cálcio se ligue à superfície dentinária carregada negativamente, e ajudem a formar uma camada rica em cálcio na superfície da dentina e no interior dos túbulos dentinários, ocluindo-os. Esta oclusão dos túbulos dentinários permanece intacta mesmo após exposição a ácidos (Cummins, 2010).

Li *et al.* 2012, relata que a arginina é um aminoácido que retém o carbonato de cálcio de superfície para formar um aglomerado carregado positivamente. Este aglomerado se liga imediatamente à superfície de dentina carregada negativamente e dentro dos túbulos dentinários produzindo uma obliteração física e promovendo alívio rápido da sensibilidade dentinária.

Em 2009, Petrou *et al.*, fizeram um estudo detalhado com diversas técnicas microscópicas com o objetivo de analisar a superfície da dentina após tratamento desta com produtos a base de carbonato de cálcio e arginina. Além

disso, realizaram teste de condutividade hidráulica a fim de avaliar a capacidade dos produtos de agir na redução da permeabilidade da dentina. Os resultados mostraram que o carbonato de cálcio e arginina são capazes de ocluir totalmente a superfície dos túbulos dentinários e que altos níveis de cálcio e fosfato podem ser encontrados nessa barreira externa. O teste de condutividade hidráulica mostrou ainda que a oclusão fornecida pelo carbonato de cálcio e arginina resulta em significativas reduções no fluxo de fluido dentinário, e que o *plug* tubular é resistente à pressão pulpar normal e desafio ácido.

Sais de estrôncio, cloreto e acetato também são agentes oclusivos. A aplicação de solução de estrôncio na superfície dentinária resulta na formação de uma camada bem compacta e contínua na superfície. Além disso, esta camada é observada penetrando e preenchendo os túbulos dentinários. A formação é atribuída à troca de íons entre o estrôncio e o cálcio no tecido dentário, seguida pela reprecipitação de cálcio e finalmente a formação de alta densidade de sais de cálcio-estrôncio (CaSr) e hidroxiapatita. O estrôncio é encontrado naturalmente dentro do esmalte e da dentina de humanos como um elemento traço e como um excelente agente remineralizante. Isto, provavelmente, devido à sua habilidade de se incorporar à fase mineral do esmalte pela restituição de cálcio (Hughes *et al.*, 2010; Layer & Hughes, 2010; Addy & Smith, 2010; Davies *et al.*, 2011).

Sistemas adesivos também têm sido testados quanto à efetividade na redução da permeabilidade dentinária. Porém, a presença de fluido dentinário dentro dos túbulos durante a aplicação do sistema adesivo faz com que haja migração desse fluido para superfície, resultando em microbolhas que podem ficar aprisionadas na embocadura dos túbulos mediante a polimerização do adesivo (Tay e*t al.*, 2004). Além disso, a contração de polimerização do adesivo faz com que os prolongamentos de resina dentro dos túbulos de afastem das paredes laterais permitindo a movimentação de fluidos nesta interface (Hashimoto, 2010).

2.6 Restaurações estéticas

A maioria das restaurações estéticas diretas são feitas em dentes que estavam com cáries. Seja devido à cárie primária ou secundária, toda a dentina infectada deve ser removida, sem que a dentina saudável seja sacrificada.

Entretanto, nem sempre isso é possível. Se faz necessário o uso um adesivo antibacteriano que elimine as bactérias em contato. O pH dos adesivos autocondicionantes varia de 1,6 a 2,9, ácido o bastante para matar as bactérias (Pashley *et al.*, 2011).

As alterações que ocorrem na estrutura da dentina, em resposta ao processo de cárie ocorrem tanto dentro da própria dentina quanto em sua vertente pulpar. A polpa responde ao processo de cárie que bloqueia completamente a luz dos túbulos dentinários ou por uma diminuição no diâmetro tubular, para ajudar na prevenção de maior permeação de bactérias e de materiais tóxicos para a polpa (Perdigão, 2010).

2.7 Adesão e sistemas adesivos

Os dois processos fundamentais envolvidos na ligação de um adesivo com a dentina são: remoção da fase mineral a partir do substrato, sem alterar a matriz de colágeno da dentina e preencher os espaços vazios deixados pela desmineralização, com resina adesiva que sofre completa polimerização, isto é, a formação de uma resina reforçada ou camada híbrida. O fracasso da ligação adesivo/dentina em conjunto com relatos de aumento dos níveis de bactérias cariogênicas no perímetro da restauração são pontos importantes para uma relação interessante entre a microbiologia e a degradação adesiva como elementos-chave na falha prematura de restaurações médias ou extensas (Spencer *et al*., 2010).

Componentes residuais orgânicos e inorgânicos formam a *smear layer* ou lama dentinária, que é uma camada de esfregaço proveniente de procedimentos de corte com instrumentos rotatórios sobre a dentina (Spencer *et al.*, 2010). Quando a dentina é recoberta por *smear layer* e os túbulos dentinários são ocluídos, a permeação de fluido é reduzida (Pashley, 1991). Esta camada resulta de remanescentes do substrato seccionado, sangue, saliva, bactérias, fragmentos do abrasivo, óleo, que se ligam à dentina intertubular e penetram nos túbulos dentinários preenchendo-os e formando *smear plugs*, diminuindo a permeabilidade dentinária em até 86%. A remoção das *smear layer* e das *smear plugs* com soluções ácidas resultam no aumento do fluxo do fluido dentro da superfície de dentina exposta (Pashley, 1989; Tagami *et al.*, 1991). Este fluido pode interferir na adesão, visto que os adesivos hidrofóbicos não aderem aos substratos hidrofílicos, e não

conseguem penetrar nos túbulos dentinários e formar os prolongamentos de resina (Perdigão, 2010).

O conceito de condicionamento ácido total, proposto por Fusayama *et al.* (1979), aliado à hibridização da dentina, sugerido por Nakabayashi *et al.* (1982), constituíram a base dos agentes adesivos contemporâneos. Dessa forma, os sistemas convencionais promovem a remoção completa da *smear layer* pelo uso de ácidos, e conseqüente desmineralização da superfície dentinária, expondo uma fina teia de fibrilas colágenas para ser infiltrada por monômeros hidrofílicos. Tais materiais são compostos por um gel ácido, uma solução de monômeros hidrofílicos denominada *primer*, geralmente dissolvidos em etanol, acetona ou água, uma resina fluida, com ou sem carga, a qual contém monômeros hidrofóbicos, como BisGMA, TEGDMA ou UDMA, por vezes combinados com moléculas hidrofílicas, como HEMA (Park *et al.*, 2011).

Esta geração de adesivos foi a primeira a possibilitar resultados clínicos bem aceitáveis, porém ainda envolve algumas desvantagens relacionadas à crítica adesão dentinária. O condicionamento com ácido fosfórico 35-37% previamente à aplicação do primer cria uma zona profunda de dentina desmineralizada e aumenta a permeabilidade para a superfície do substrato. Clinicamente, isso se refere à sensibilidade pós-operatória causada pela incompleta penetração do primer e do adesivo por toda a área descalcificada durante a formação da camada híbrida e ao passo crítico de secagem da cavidade para se promover a necessária adesão úmida, respectivamente (Ferreira *et al.*, 2013).

A adesão ao esmalte pode ser considerada como um procedimento previsível, pois devido à homogeneidade da sua composição, a adesão conseguida a este substrato é uniforme e estável. Ao contrário, a dentina se caracteriza por um substrato naturalmente heterogêneo, e suas variações regionais de morfologia e fisiologia determinam a não uniformidade da adesão. Devido a estes fatos, a eficácia de um adesivo dentinário depende de sua maior ou menor sensibilidade às variações do substrato, aliados ao conhecimento científico do operador (Perdigão, 2010; Pashley *et al.*, 2011)

Os sistemas adesivos disponíveis no mercado podem ser classificados em duas categorias conforme a forma de estratégia de adesão: convencionais (condicionamento ácido total) e os auto-condicionantes. Os convencionais podem

ser apresentados como adesivos de três passos e de dois passos (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Os adesivos convencionais de três passos compreendem os passos de condicionamento ácido, aplicação de um primer e aplicação do adesivo, todos separadamente. O *primer* destes sistemas é uma solução de monômeros hidrofílicos diluídos em solventes orgânicos. Enquanto os solventes desempenham a função de remover a água que mantém as fibrilas de colágeno expandidas, os monômeros hidrofílicos revestem as fibrilas de colágeno expostas pela desmineralização, a fim de facilitar a posterior infiltração do adesivo. Como a água é a responsável por manter as fibrilias de colágeno de dentina desmineralizada expandidas, a técnica de adesão com estes adesivos é também chamada de técnica úmida (De Munck *et al.*, 2005).

Na versão simplificada dos adesivos convencionais de dois passos, os componentes do primer hidrofílico foram misturados com os monômeros resinosos hidrofóbicos do adesivo, permitindo a aplicação de uma única solução compatível com o substrato úmido da dentina, após o condicionamento ácido. Os adesivos convencionais requerem uma maior atenção e cuidado durante sua aplicação devido a sua sensibilidade técnica, principalmente quando se trabalha com dentina profunda de dentes vitais (Tay & Pashley, 2003), pois a remoção da *smear layer* provoca o profuso movimento de fluidos em direção a superfície, principalmente em áreas próximas ao corno pulpar (Pashley *et al.*, 2002). Quando o adesivo é aplicado, os fluidos oriundos da dentina subjacente, somados à água proveniente da técnica úmida, permeiam por sua estrutura antes da sua completa polimerização, resultando no aprisionamento de bolhas de água ao longo da interface adesiva. Este fenômeno é conhecido como *overwet* ou sobremolhamento, e pode ser o responsável por relatos de sensibilidade pós-operatória após restaurações adesivas (Tay *et al.*, 2004).

Independente do número de passos, a principal desvantagem do sistema adesivo convencional, principalmente o de dois passos, é que há risco de um colapso das fibras colágenas durante o processo de secagem da dentina desmineralizada, que leva a diminuição da força de adesão. O colapso do colágeno é prevenido mantendo a dentina desmineralizada úmida, que é uma tarefa de difícil realização clínica. Na verdade, a umidade adequada depende do solvente utilizado

no material e na interpretação do clínico de instruções do fabricante (Reis *et al.*, 2003). A impregnação incompleta das fibrilas de colágeno e a necessidade para protegê-las contra os mecanismos de degradação presente no meio da cavidade oral, levou ao desenvolvimento de sistemas adesivos autocondicionantes (Carvalho *et al.*, 2005).

Os sistemas autocondicionantes não requerem aplicação isolada de um ácido para produzir as porosidades no substrato, portanto não utilizam a técnica úmida de adesão. Estes sistemas incorporam em suas formulações, monômeros resinosos ácidos que simultaneamente desmineralizam e infiltram os tecidos dentais. Nesses casos a s*mear layer* é dissolvida ou incorporada ao substrato de adesão, o que teoricamente reduz a probabilidade de ocorrência de sensibilidade pós-operatória e problemas relacionados ao movimento de fluidos dentinários durante o procedimento adesivo (Itthagarun & Tay, 2000).

Estes adesivos são classificados em fracos, moderados e fortes, baseados na habilidade de solubilizar a s*mear layer* e desmineralizar a dentina subjacente. As versões mais fracas desses adesivos (pH 2.0, por exemplo), preservam a *smear layer* e *smear plugs* e incorporam este substrato como parte constituinte da camada híbrida. As versões mais agressivas são capazes de dissolver a *smear layer* e *smear plugs* e formar uma camada híbrida similar em espessura àquela formada com os adesivos convencionais (Tay & Pashley, 2001).

Nos adesivos autocondicionantes de dois passos, o caráter ácido e fluido é encontrado no *primer* do sistema. O segundo passo é representado pela aplicação de uma resina de baixa viscosidade de características hidrofóbicas, que não contém solvente nem água na sua formulação. Os adesivos autocondicionantes nos quais o *primer* é a solução acidificada recebem o nome de *primer* autocondicionante (Carvalho *et al.*, 2005).

A versão ainda mais simplificada dos sistemas adesivos é a do adesivo autocondicionante de passo único. Nesse caso, uma única solução que contém monômeros ácidos, solventes, diluentes e água é aplicada diretamente sobre o substrato dental, desempenhando a função de desmineralização, infiltração e ligação com o material restaurador. Como o adesivo é o responsável pela desmineralização, estes são chamados de adesivos autocondicionantes. Devido à demanda por praticidade clínica, rapidez e diminuição da sensibilidade técnica, os

adesivos autocondicionantes têm ganhado espaço no cenário da odontologia adesiva, ainda que limitações existam para esses materiais (Van Landuyt *et al.*, 2011).

Por considerar as diferenças no julgamento profissional na escolha de estratégia de utilização de adesivos e número de passos, alguns fabricantes lançaram sistemas adesivos que incluem tanto estratégias de condicionamento ácido (dois passos) e autocondicionantes (um ou dois passos). Esse sistema adesivo é chamado “multi-modo” (Hanabusa *et al.*, 2012). Bem como sistemas adesivos que possibilitam ser empregados em diferentes substratos por possuir silano em sua composição, chamados “Universais” (Perdigão *et al*., 2014)

Especificamente os sistemas adesivos universais diferem principalmente na substituição parcial de monômeros dimetacrilato pelo 10-MDP (10-metacriloiloxidecil dihidrogeno fosfato), monômero que fornece acidez para a capacidade auto-condicionante dos adesivos universais. A ligação química entre 10-MDP, esmalte e dentina pode desempenhar um papel importante tornando as interfaces de união mais estáveis e duráveis (Erickson *et al.*, 2009; Yoshida *et al.*, 2012).

Segundo Perdigão *et al.* (2014), um novo sistema adesivo Scotchbond Universal (3M ESPE), tem sido utilizado para aplicação com o passo do condicionamento ácido prévio e como adesivo autocondicionante. Este sistema adesivo é considerado como um autocondicionante fraco devido ao seu pH relativamente alto (pH 3,0). Este valor pode explicar a significante deterioração da adaptação marginal com base em estudo de 18 meses na utilização como sistema autocondicionante, especialmente quando comparado com situações de uso prévio do condicionamento ácido. Isso não foi considerado como falha do adesivo porque ao realizar um novo polimento, houve resolução do problema. Este sistema adesivo difere dos demais, pela incorporação do monômero 10-MDP, que oferece acidez para capacitar seu comportamento autocondicionante. A adesão química entre o 10-MDP e esmalte/dentina pode resultar em interfaces estáveis mesmo sem retenção micromecânica proveniente do condicionamento ácido prévio.

Especificamente no adesivo Scotchbond Universal (3M ESPE), contém um copolímero de ácido polialcenóico, este foi utilizado pela primeira vez na composição do Vitrebond (3M ESPE), também conhecido como copolímero de Vitrebond ou

VCP. Ele se liga quimicamente ao cálcio presente na hidroxiapatita (Mena-Serrano *et al.*, 2013; Muñoz *et al.,* 2013)

Estudos clínicos demonstraram um bom desempenho de adesivos convencionais que contem VCP, que pode ser atribuído, pelo menos parcialmente, à ligação química. Para os adesivos autocondicionantes a ligação química entre o VCP e a hidroxiapatita desempenha um papel fundamental em seu mecanismo de ligação. Mais de 50% dos grupos carboxílicos do ácido polialcenóico são capazes de se ligar à hidroxiapatita. Os grupos carboxílicos substituem íons de fosfato sobre o substrato e fazem ligações iônicas com o cálcio (Kubo *et al.*, 2006; Mena-Serrano *et al.*, 2013)

O comportamento de ligação de 10-MDP à hidroxiapatita produz um efeito protetor do sal de cálcio-MDP (Ca-MDP) sal. Considerado como um sal hidroliticamente estável (Munõz *et al.*, 2013)

Van landuyt *et al*. (2007) relataram que o monômero 10-MDP devido a sua acidez e ao grupo dihidrogenofosfato pela dissociação em água para formar dois prótons. Estruturalmente a longa cadeia carbonil faz esse monômero totalmente hidrofóbico. Como consequência, o etanol e acetona são solventes mais adequados para este monômero. Também, está claro que o 10-MDP é relativamente estável à hidrólise, pois, mantem a água distante. Capaz de formar ligação iônica forte com o cálcio devido à baixa taxa de dissolução do resultado Ca-Sal em sua própria solução. O 10-MDP é promissor pela intensa adesão química à hidroxiapatita do esmalte e dentina.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo Geral

Avaliar a influência da aplicação de substâncias dessensibilizantes oclusivas na resistência de união à dentina com uso de um sistema adesivo universal.

3.2 Objetivo Específico

Verificar a resistência de união à dentina do sistema adesivo simplificado Single Bond Universal, em função da aplicação de quatro substâncias dessensibilizantes oclusivas: oxalato de potássio 3%, arginina 8% com carbonato de cálcio, cloreto de estrôncio 8% e BisBlock(Bisco).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul – CEP/UFMS, protocolo nº 383.095

4.1 Preparo dos espécimes para mensuração da condutividade hidráulica

Foram utilizados 40 dentes molares humanos hígidos, armazenados em solução de Cloramina T 0,5% a 4ºC. Obtidos por meio de doação voluntária de pacientes com indicação de exodontia dos dentes mencionados, atendidos em clínicas e consultórios odontológicos de Campo Grande, Mato Grosso do Sul.

Os dentes foram limpos e suas raízes fixadas com cola quente em posição paralela ao longo eixo do dente no centro de placas de acrílico medindo 6,0 cm x 6,0 cm para confecção dos espécimes da pesquisa.

As raízes dos dentes foram seccionadas 2 mm abaixo da junção amelo-cementária, e dois terços da coroa oclusal foi removida (Fig. 2 e 3), utilizando cortadeira metalográfica de precisão mod. Isomet 1000 (Buehler, Springfield, VA, EUA), com disco diamantado de alta concentração em baixa rotação com refrigeração a água, expondo uma superfície plana em dentina profunda (Fig. 4 e 5). Em seguida, foi removido o tecido pulpar com uma pinça, assim obtendo-se espécimes com remanescente da câmara pulpar (Fig. 6). Com um espessímetro foi mensurado o remanescente de dentina, casos onde não houve uma espessura remanescente de 0,9 mm (Fig. 7), as superfícies foram desgastadas com lixa de carbeto de silício de granulometria 180 (3M, Sumaré, SP, Brasil) até que atingissem a espessura adequada. As superfícies planas de dentina foram polidas manualmente com lixa d'água de granulometria 600 (3M, Sumaré, SP, Brasil) por 30 s para confecção de smear layer artificial.

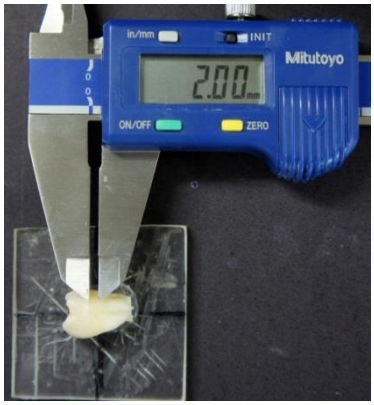


Fig. 2 – Medindo 2mm abaixo da junção amelocementária com paquímetro digital Mitutoyo.

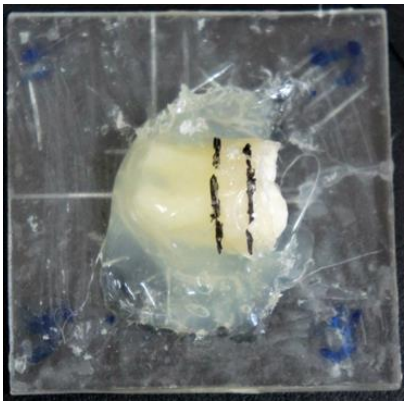


Fig. 3 – Marcação coronal e cervical para corte.

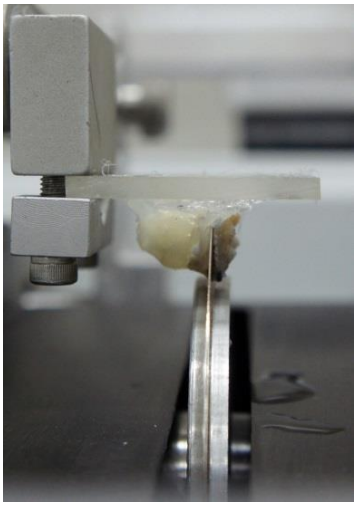


Fig. 4 – Corte 2/3 da porção coronal.

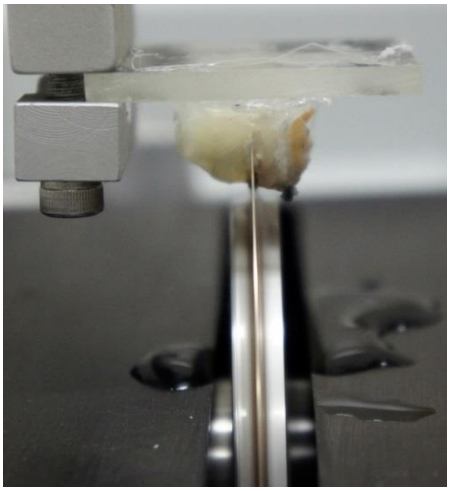
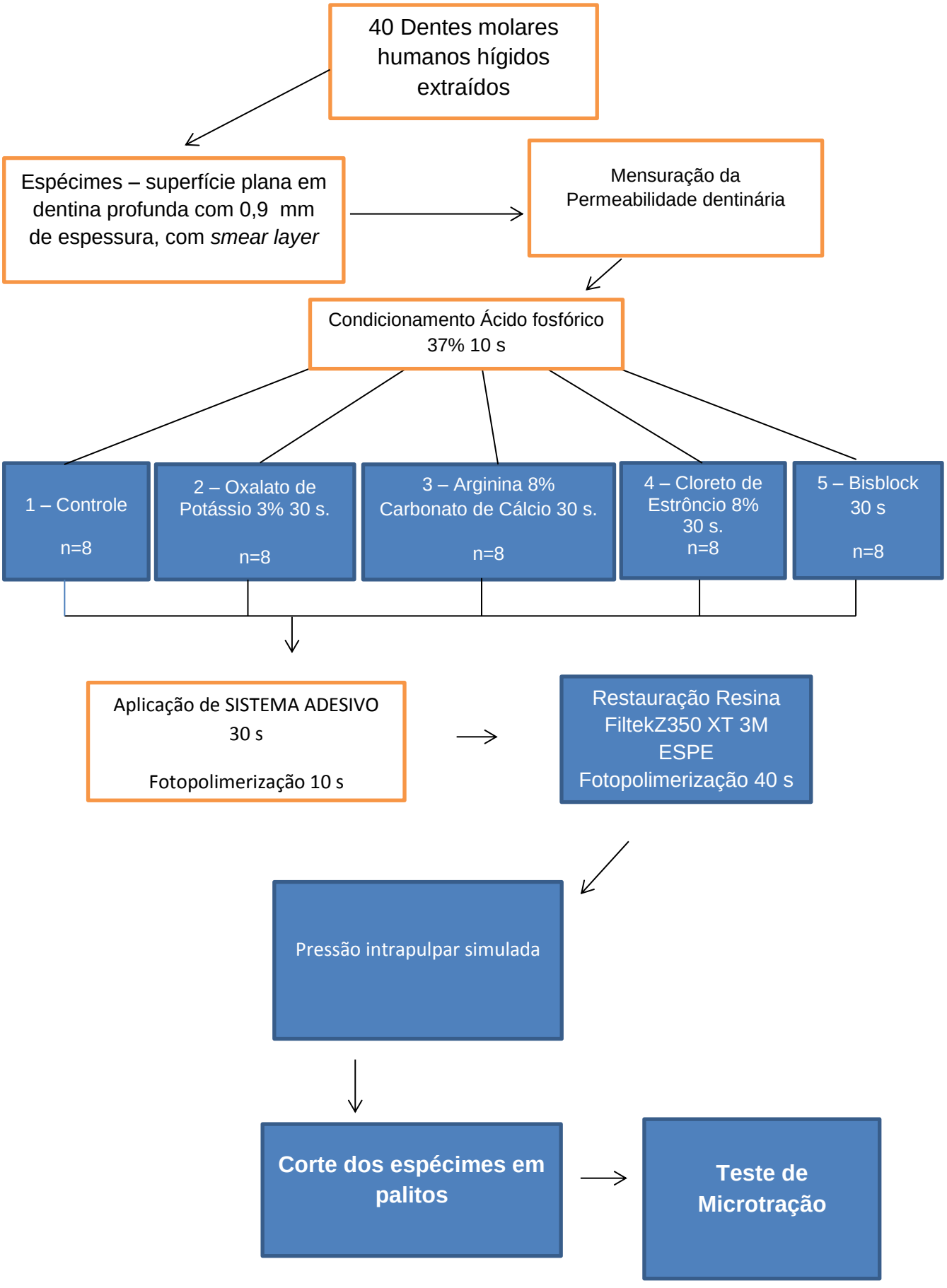


Fig. 5 – Corte cervical 2mm abaixo da junção amelocementária.

Fig. 6 – Espécime obtido com remanescente da câmara pular.

Fig. 7 – Espécime com espessura de dentina remanescente entre 0,9 mm.

4.2 Fluxograma metodologia



4.3 Classificação dos espécimes em função da permeabilidade dentinária

Os 40 espécimes foram submetidos à mensuração da permeabilidade dentinária utilizando aparelho para medição da permeabilidade dentinária THD-02b (Odeme Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda, Luzerna, SC, Brasil) (Fig. 8), a permeabilidade mínima foi representada pelos espécimes sem tratamento prévio da dentina, estando com smear layer intacta. E a permeabilidade máxima foi mensurada após condicionamento ácido, com ácido fosfórico 37% por 10 segundos e lavados por 20 s com água.

As medidas de permeabilidade foram executadas de acordo com o manual do fabricante do aparelho. Foram tomadas 3 medidas da permeabilidade de 5 minutos cada, a primeira descartada, tomando como referência a segunda e terceira medida para calcular o valor médio da permeabilidade. Pois na primeira tomada da permeabilidade os valores foram altos pelo fato dos túbulos dentinários estarem mais permeáveis ao fluxo de líquido.

Com este valor foi possível obter o índice de filtração através da seguinte fórmula (Fórmula de Vazão):

$$Q = \frac{Vp * D}{L * T}$$

Sendo:
Q= Índice de filtração (µl/min);
Vp= Volume padronizado (µl);
D= Deslocamento da bolha no tubo capilar (mm);
T= Tempo em minutos (min);
L= Comprimento do capilar (mm).

Obtido o valor do índice de filtração, este valor foi submetido à outra fórmula para obtenção do valor da condutância hidráulica da dentina em µl.cm^2/ min.cm H_2O (Lp) de cada espécime através da seguinte fórmula:

$$Lp = \frac{Q}{P * (A\ sup)}$$

Sendo:

Lp= Condutância hidráulica da dentina em µl.cm^2/ min.cm H_2O;

Q= Índice de filtração (µl/min.);

P= diferença de pressão hidrostática através da dentina (cm H_2O);

A sup= área de superfície dentinária exposta (cm^2).

Fig. 8 – Máquina de Permeabilidade dentinária THD-02b (Odeme Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda, Luzerna, SC, Brasil).

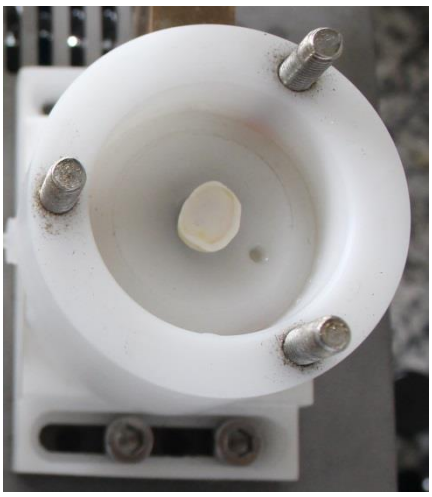
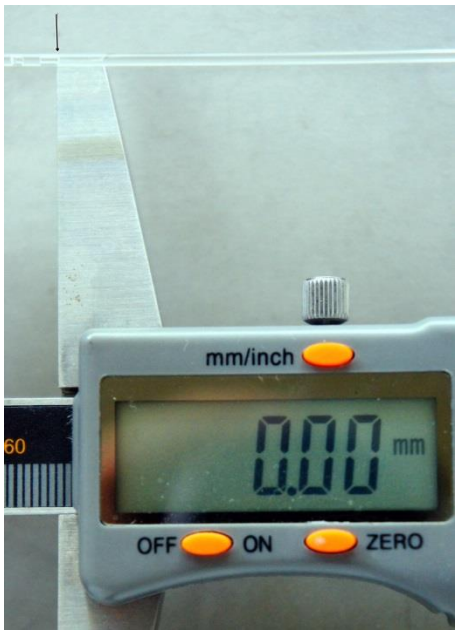


Fig. 9 – Espécime dentro da câmara da máquina de permeabilidade.



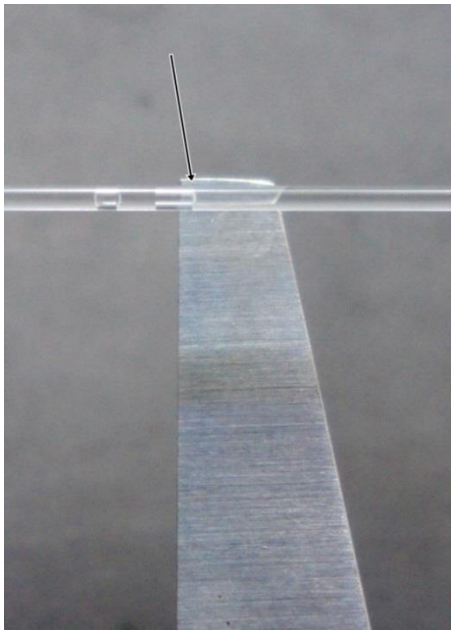


Fig. 10 e 11 – Início da bolha de ar, posição zero no paquímetro digital. Após 5 minutos houve o deslocamento da bolha dentro do tubo capilar. Em seguida, foi mensurado o deslocamento da bolha em mm.

Fig. 12 – Mensurando o deslocamento da bolha de ar, no tubo capilar com o paquímetro digital, em mm. O Procedimento foi executado por mais duas vezes, completando três mensurações.

Os 40 espécimes foram classificados e distribuídos equitativamente por meio do cálculo estatístico em 5 grupos (n=8), para que os grupos ficassem homogêneos quanto ao valor médio de permeabilidade dentinária mínima, de acordo com o quadro 1.

Os valores de permeabilidade mínima, e distribuição dos espécimes conforme cálculo estatístico estão disponíveis no apêndice 1.

Quadro 1 – Distribuição dos grupos, substâncias oclusivas e sistema adesivo e restaurador.

GRUPO	**SUBSTÂNCIA OCLUSIVA**	**SISTEMA ADESIVO RESTAURADOR**
1 SBU	Controle - sem substância	Single Bond Universal 3M-ESPE Resina Filtek Z350 XT 3M-ESPE
2 OxP	Oxalato de potássio 3%	
3 ArG	Arginina 8% + Carbonato de Cálcio	
4 CLEs	Cloreto de Estrôncio 8%	
5 Bb	Bisblock (BISCO)	

Quadro 2 – Materiais utilizados, composições, modo de aplicação e lote, respectivamente.

Material	Composição	Modo de aplicação	Lote
Single Bond Universal (SBU) 3M ESPE pH 3,0	- 10-monômero di-fosfato de metacrilato (10-MDP) - BIS-GMA - HEMA - Co-polímero ác. polialcenóico - Carga – sílica - Álcool - Água - Silano - Iniciadores - Metil etil cetona	Aplicação ativa com micropincel por 20 s, leve jato de ar por 5 s e fotopolimerização por 10 s.	1306600524
Oxalato de Potássio 3% (OxP) Ph 6,0	Oxalato de potássio 3% em gel base não-iônico (10ml)	Aplicação ativa com micropincel por 30s, lavagem por 10s e secagem da superfície com papel absorvente.	Manipulado para uso imediato

Arginina 8% Carbonato de Cálcio (Arg) pH6,0	Arginina 8% carbonato de Cálcio em gel base não-iônico (10ml)	Aplicação ativa com micropincel por 30s, lavagem por 10s e secagem da superfície com papel absorvente.	Manipulado para uso imediato
Cloreto de Estrôncio 8% (CLEs) pH 5,0	Cloreto de Estrôncio 8% em gel base não-iônico (10ml)	Aplicação ativa com micropincel por 30s, lavagem por 10s secagem da superfície com papel absorvente.	Manipulado para uso imediato
Bisblock - BISCO (Bb) Ph 1,5-1,8	Oxalato cálcico	Aplicação ativa com micropincel por 30s, leve jato de ar por 5s e fotopolimerização por 10s.	1200008079
Ácido Fosfórico 37% pH 0,03 – 0,05	Ácido fosfórico 37%	Aplicação 10 s, lavagem por 10 s e secagem da superfície com papel absorvente.	04/02/2013 a 02/2015
Gel não-iónico	Carbopol 3%	----------	Manipulado para uso imediato
Resina Filtek Z350 COR A2 3M ESPE	Matriz: Bis-GMA, Bis-PMA, TEG-DMA, UDMA. Carga: Sílica e nanopartículas de Zircônia	Aplicação com espátula para resina em incrementos de 2 mm e Fotopolimerização por 40 s por incremento.	1208200587

4.4 Protocolo para condicionamento ácido da dentina

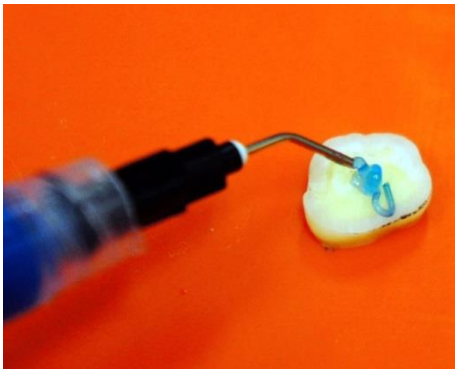


Fig. 13 e 14 – Condicionamento com ácido fosfórico 37% em dentina, por 10 s.

Fig. 15 – Lavagem abundante com jato de ar+água por 10 s.

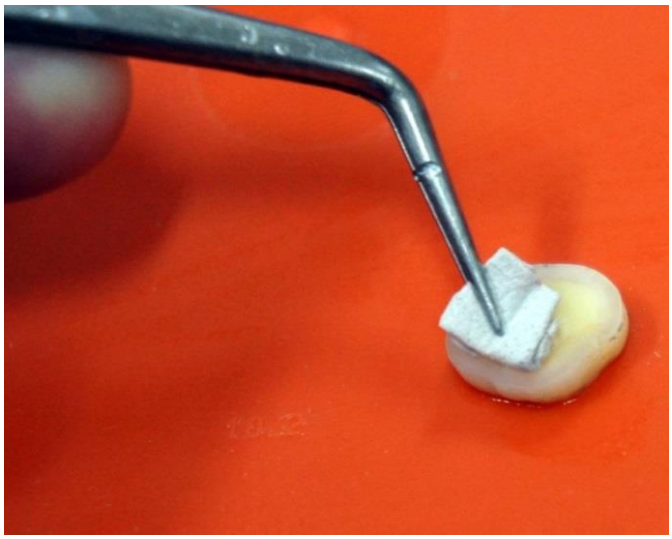
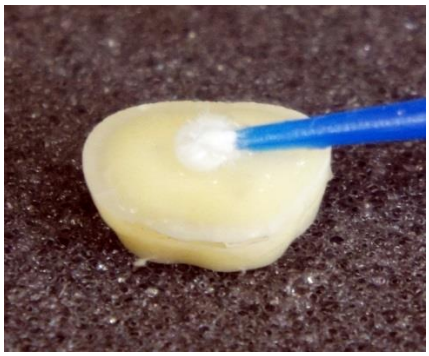


Fig. 16 – Secagem da superfície com papel absorvente, para remover excesso de umidade.

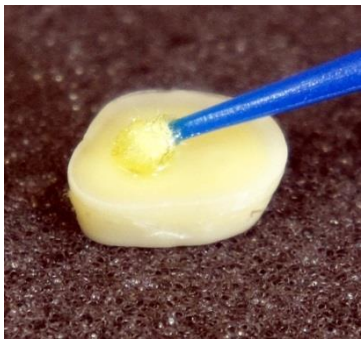
4.5 Fluxograma :protocolo para aplicação das substâncias oclusivas grupo 2-OxP; 3-Arg; 4-CLEs e aplicação de sistema adesivo

Aplicação Ativa por 30 s



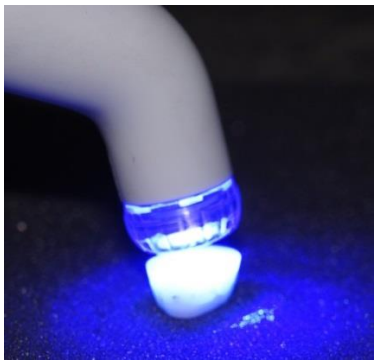
Lavagem com jato de ar+água

Secagem com papel absorvente



Aplicação ativa de SBU por 20 s + jato de ar por 5 s

Fotopolimerização por 10 s



4.6 Restauração com resina composta

Os espécimes de cada grupo foram restaurados com resina composta Filtek Z350 XT (3M-ESPE, Sumaré, SP, Brasil) (Fig. 18), por dois incrementos de 2 mm de espessura, e cada incremento foi fotopolimerizado por 40 segundos com aparelho de luz LED Radii – Cal (SDI, Bayswater, Victoria, Austrália) (Fig.17 e 19), de densidade de potência 1200 mW/cm^2.

Fig. 17 – Aparelho de luz LED Radii – cal (SDI. Bayswater, Victoria, Austrália).

Fig. 18 – Resina Composta Nanohíbrida Z350-XT (3M-ESPE, Sumaré, SP, Brasil)

Fig. 19 – Espécimes restaurados

4.7 Pressão intra-pulpar simulada

A pressão intrapulpar foi simulada de acordo com o protocolo de Feitosa *et al.* 2012.

Foi utilizado verniz, cera, e um recipiente cilíndrico (25 cm de altura e 12 cm de diâmetro) com sua respectiva tampa. Após a restauração os dentes foram cobertos com duas camadas de verniz para evitar a infiltração de água, assim a passagem de água e da pressão foi possível apenas através dos túbulos

dentinários. Após 1 h, cada amostra foi fixada ao interior da tampa do recipiente cilíndrico empurrando a amostra em direção à cera que estava na tampa e tendo o cuidado de evitar que a cera ocluísse a abertura da câmara pulpar (Fig. 20). As amostras podem ser fixadas de cabeça para baixo, com o lado oclusal para baixo na cera, mas fixando as amostras lateralmente evitamos tensões de cisalhamento ou de tração ao longo da interface dente / resina quando as amostras são retiradas das tampas (Fig. 21). Depois disto, o recipiente foi preenchido com água destilada até uma altura de 20 cm, cobertos com as tampas que tinham as amostras fixadas a elas e, em seguida, virados com a tampa para baixo. Assim, as amostras apresentaram uma coluna de 20 centímetros (Fig. 22) de água sobre eles e a pressão no interior da câmara pulpar foi de 20 hPa, durante 7 dias.

Fig. 20 – Espécimes fixados à tampa com cera pegajosa, sem bloquear a câmara pulpar (vista da câmara pulpar).

Fig. 21 – Espécimes fixos na tampa do recipiente para simulação da pressão intra-pulpar (vista superior).

Fig. 22 – Recipiente utilizado para pressão intrapulpar simulada, com coluna de 20 cm de água.

4.8 Resistência de União

4.8.1 Preparo dos corpos de prova

Após pressão intrapulpar simulada por 7 dias, os espécimes foram fixados em placas acrílicas e recobertos com cera pegajosa (Fig. 23) e acoplados a cortadeira metalográfica de precisão mod. Isomet 1000 (Buehler, Springfield, VA, USA), utilizando disco diamantado de alta concentração sob refrigeração com água. Foram realizados cortes no sentido ocluso-gengival tanto por mesio-distal (Fig. 24) e vestíbulo-lingual (Fig. 25), obtendo-se palitos de aproximadamente 0,9x0,9 mm de secção transversal.

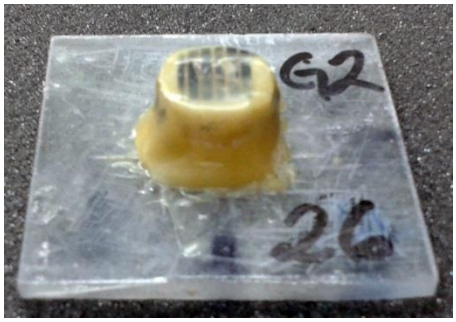
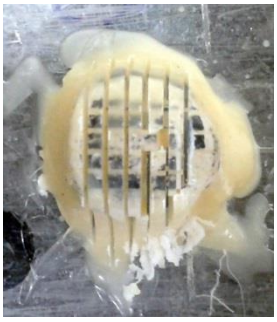


Fig. 23 – Espécime fixado em placa de acrílico recoberto por cera pegajosa.

Fig. 24 – Corte mésio-distal.



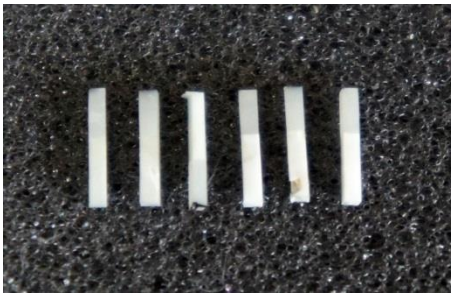


Fig. 25 – Corte vestíbulo-lingual e obtenção de palitos como corpos de prova.

Assim, os palitos de cada espécime seguiram para o teste de microtração.

4.8.2 Teste de Microtração

Os palitos foram fixados (Fig. 27) com adesivo instantâneo industrial a base de cianocrilato 454 (Loctite Henkel, São Paulo, SP, Brasil) (Fig. 26) ao dispositivo de microtração e acoplado a uma máquina universal de teste mod 3342 (Instron, Grove City, PA, USA), com célula de carga de 100 N. O teste foi executado a uma velocidade de 0.5 mm/min até a ruptura. Para medir a área de união dos palitos foi utilizado um paquímetro digital (Mitutoyo, Kawasaki, Kanagawa, Japão) para calcular a área. Os resultados foram expressos em MegaPascal (MPa).

Fig. 26 – Adesivo instantâneo 454 a base de cianocrilato (Loctite Henkel, São Paulo, SP, Brasil).

Fig. 27 – dispositivo para teste de microtração com espécime colado em posição para início do teste.

4.9 Modo de fratura

Para verificação do modo de fratura, os palitos fraturados foram observados em lupa esterioscópica (40X) modelo NSZ606 (Coleman, Santo André, SP, Brasil). As fraturas foram classificadas da seguinte forma:

Tipo A: falha adesiva na interface entre resina, adesivo;

Tipo M: falha mista, ou seja, ambas as falhas adesiva e coesiva no mesmo palito fraturado;

Tipo C: falha coesiva em resina composta;

Tipo D: falha coesiva em dentina.

Os resultados foram expressos por meio de porcentagem para cada grupo.

4.10 Análise dos dados

Para distribuição dos 40 espécimes para os 5 grupos (n=8), foi utilizado teste de normalidade de D'Agostino e Pearson e, após a confirmação da normalidade da distribuição amostral, foi utilizado o teste de Análise de Variância e um critério onde foi verificada a semelhança entre os grupos, p=0,996. Foi também realizado o teste de Bartlett para verificar diferenças significantes nas variâncias, p=0,960, indicando homoscedasticidade da distribuição amostral.

Foram realizados testes de normalidade para determinação da natureza da distribuição amostral de todos os grupos estudados. O teste de normalidade de D'Agostino e Pearson revelou uma distribuição normal das amostras, o que autorizava o uso de testes paramétricos para a análise.

Para cada situação experimental de acordo com o tipo de substância oclusiva utilizada, em relação ao teste de resistência adesiva, os dados foram analisados pelo teste de Análise de variância e um critério, $p<0,001$, e teste de comparações múltiplas de Tukey $p<0,05$.

A análise foi realizada por meio do programa estatístico GraphPad Prism versão 5.01. A análise de poder foi realizada através do programa Minitab versão 16.0.

5 RESULTADOS

Os resultados referentes ao teste de resistência de união para cada grupo experimental e controle estão expressos na Tabela 1 e Fig. 28.

Tabela 1 – Resultados referentes à resistência de união (MPa) em cada um dos grupos experimentais avaliados.

Grupo experimental	Resistência de união (MPA)	
G1- SBU (Controle)	39,69 ± 9,03	a
G2 - Oxp	42,31 ± 12,86	a
G3 - Arg	54,61 ± 9,62	c
G4 - CLEs	48,28 ± 11,35	a c
G5 - Bb	18,33 ± 3,14	b

Os resultados estão apresentados em média±desvio padrão. Letras minúsculas diferentes na coluna indicam diferença significativa entre os grupos experimentais em relação ao grupo controle SBU (Teste de Tukey, p<0,05).

O teste complemetar de Tukey, com comparações duas a duas, indicou quais grupos foram similares entre si.

Resultados do pós-teste de Tukey:

SBU *versus* OxP:	p>0,05 (não-significante)
SBU *versus* Arg:	p<0,05 (significante)
SBU *versus* CLEs:	p>0,05 (não-significante)
SBU *versus* Bb:	p<0,001 (significante)
OxP *versus* Arg:	p>0,05 (não-significante)
OxP *versus* CLEs:	p>0,05 (não-significante)
OxP *versus* Bb:	p<0,001 (significante)
Arg *versus* CLEs:	p>0,05 (não-significante)
Arg *versus* Bb:	p<0,001 (significante)
CLEs *versus* Bb:	p<0,001 (significante)

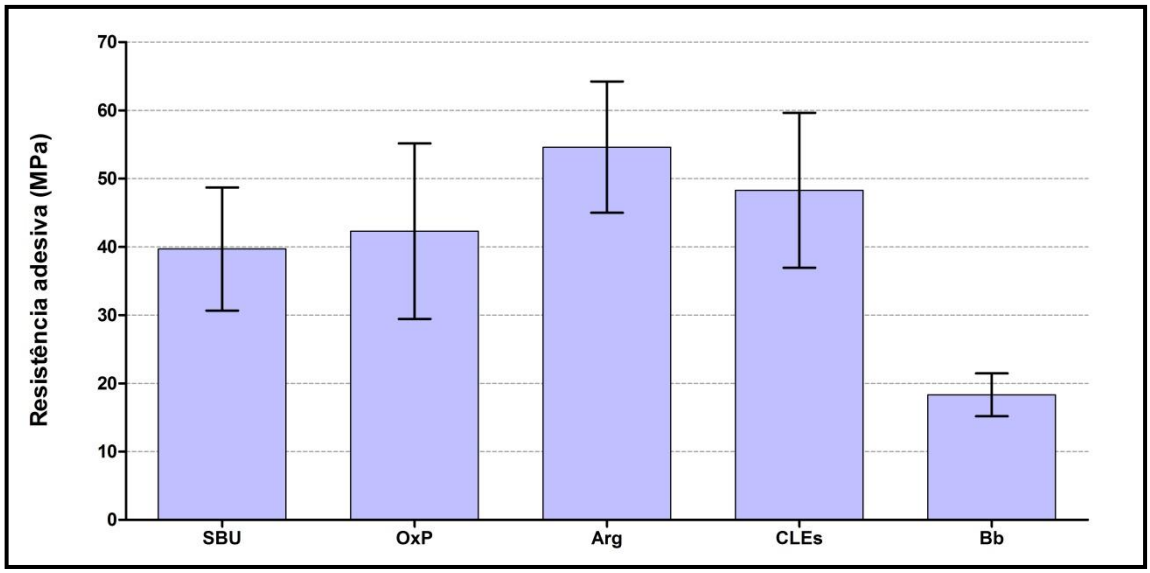


Fig. 28 – Resistência de união à dentina (MPa) dos grupos testados.

A análise de poder revelou um valor igual a 99,99% para os parâmetros testados, o que virtualmente elimina a possibilidade de erro do tipo β (aceitar a hipótese nula quando esta é incorreta).

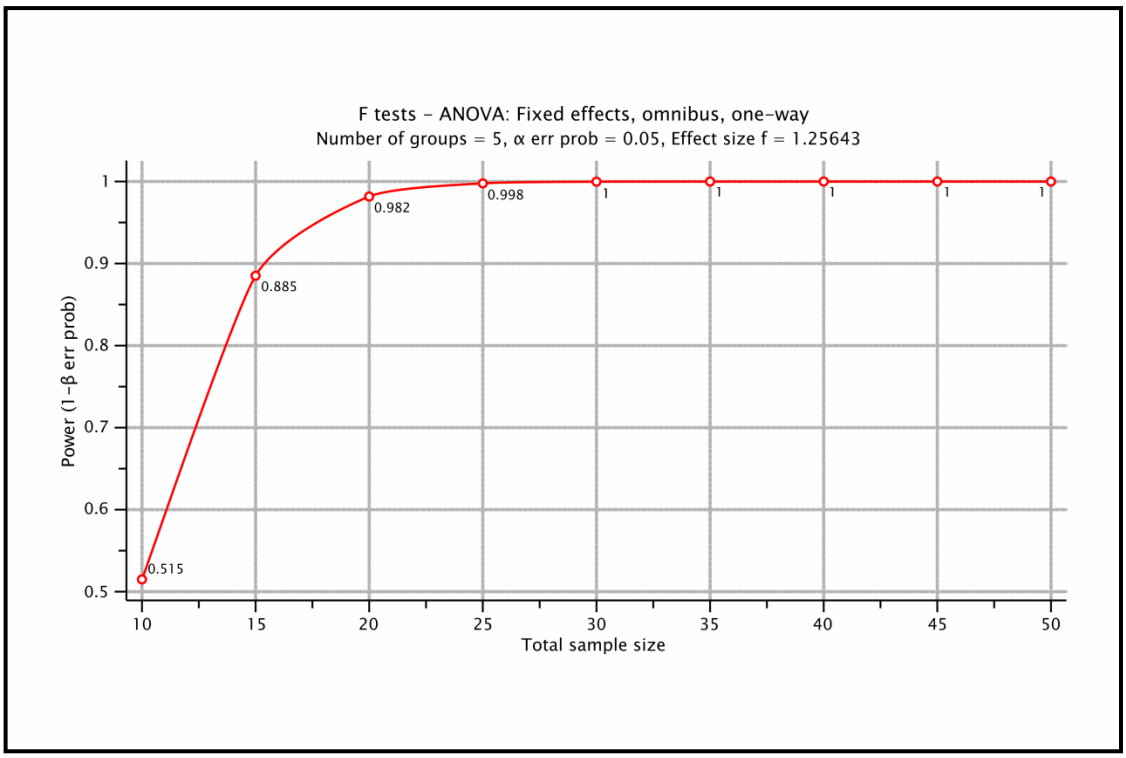


Fig. 29 – Cálculo *post-hoc* do poder do teste estatístico, em função do número total de amostras (α = 0,05; valor do efeito = 1,256; desvio padrão ponderado = 9,780).

Tabela 2 – Análise do modo de fratura em porcentagem (%).

Grupo	Tipo de fratura			
	A	**M**	**C**	**D**
G1 - SBU	47,9	43,7	2,1	6,3
G2 - OxP	47,9	27,1	10,4	14,6
G3 - Arg	14,3	38,1	21,4	26,2
G4 - CLEs	33,3	27,1	22,9	16,7
G5 - Bb	71,8	28,2	-	-

A – Falha Adesiva; M – Falha mista; C – Falha coesiva em resina; D- Falha coesiva em resina.

6 DISCUSSÃO

De acordo com estudos prévios, as substâncias obliterantes atuam na permeabilidade dentinária diminuindo o diâmetro dos túbulos dentinários, e consequente movimentação do fluido (Sadek e*t al.,* 2007; Addy e Smith*.*, 2010). O uso de géis dessensibilizantes como oxalato de potássio (Pashley *et al.*, 1988; De Andrade e Silva *et al.*, 2007; De Moraes Porto *et al.*, 2012), arginina associada ao carbonato de cálcio, e o cloreto de estrôncio (Hughes *et al.*, 2010) podem reduzir a permeabilidade dentinária devido à reação destes sais com os constituintes dentários formando cristais ou reduzindo o calibre dos túbulos dentinários (Layer *et al.*, 2010; Li *et al.*, 2012).

A ação do oxalato de potássio aplicado em associação com sistema adesivo convencional de dois passos proporciona uma significante retenção de cristais de oxalato de cálcio nos túbulos dentinários expostos pelo condicionamento ácido (Sadek *et al.*, 2007; De Andrade e Silva *et al.*, 2010). O oxalato aplicado na superfície da dentina desmineralizada migra para o interior dos túbulos dentinários até encontrar cálcio livre para reagir e formar cristais de oxalato de cálcio (Tay *et al.*, 2003; De Moraes Porto, 2012). Esta combinação pode, também, reduzir a característica de permeabilidade da camada híbrida formada pelo sistema adesivo convencional de dois passos, que diminui o deslocamento de fluido dentro da dentina e resulta em redução da sensibilidade pós-operatória (Barrientos *et al.,* 2011). Além disso, a oclusão dos túbulos detinários pode diminuir a umidade intrínseca da dentina durante o procedimento de aplicação do sistema adesivo, que favorece uma adequada polimerização e melhora a durabilidade da adesão (Tay *et al.*, 2003; 2004). Os cristais formados no interior do túbulo dentinário não interferem na infiltração dos monômeros resinosos no interior da matriz de fibrilas colágenas desmineralizadas, que promove a obliteração dos túbulos em conjunto com as projeções de resina formadas no interior dos túbulos dentinários (Sadek *et al.,*2007; De Moraes porto *et al.* 2012).

Na análise dos resultados, houve diferença significativa quanto à força de resistência adesiva entre os grupos, porém o grupo G5-Bb (Bisblock) obteve o menor valor de resistência de união, isso pode ser explicado pelo seu baixo pH, que varia de 1,5 a 1,8. Sendo um oxalato em meio ácido, ele foi aplicado após

condicionamento ácido da dentina, sendo possível que além de ter produzido cristais de cálcio para obliterar os túbulos dentinários, este agente dessensibilizante também causou condicionamento adicional da dentina, aumentando assim o grau de desmineralização (De Andrade e Silva *et al.*, 2010).

Segundo Yousry, (2012), o condicionamento adicional na dentina ocasionado por soluções de oxalato de potássio ácidas, liberam mais cálcio da dentina para reagir com o oxalato, para formar cristais de oxalato de cálcio insolúveis tanto nos túbulos quanto na superfície. Isto foi confirmado através de exame de topografia por condicionamento ácido com microscopia eletrônica de varredura, onde os restos de cristais de oxalato de cálcio permaneceram sobre a superfície da dentina mesmo após a lavagem meticulosa e completa.

Em um estudo anterior, Vachiramon *et al.,* (2008), relataram o efeito prejudicial de dessensibilizante a base de oxalato na resistência de união à dentina, pois a deposição adicional de cristais de oxalato de cálcio, sobre a superfície dentinária, não permite que os monômeros resinosos do adesivo permeiem a trama de fibrilas colágenas.

Porém, no presente estudo o grupo experimental G2-OxP, apresentou um índice médio de força à tração, segundo dados estatísticos, similar ao grupo controle G1-SBU (somente adesivo Single Bond Universal foi utilizado após condicionamento ácido da dentina), e foi utilizado no grupo G2 o oxalato de potássio 3% gel não iônico, que proporcionou à substância um pH 6,0, considerado um pH ácido fraco.

Alguns estudos mostraram que o uso de oxalato de potássio previamente à aplicação do sistema adesivo, não interferiu na força de adesão inicial. Porém, quando esta resistência foi reavaliada após 12 (doze) meses, mostraram que o uso de oxalato de potássio diminuiu a resistência de união de diferentes sistemas adesivos (Pashley, 1991; Yiu *et al.*, 2006; Sadek *et al.*, 2007; De Andrade e Silva *et al.,* 2012; Reis *et al.,* 2013).

Tay *et al*, (2003), em seu estudo, demonstraram que o uso do oxalato de potássio previamente ao sistema adesivo não aumentou a força de resistência tanto na formulação em gel quanto em oxalato com copolímero, sendo que com copolímero obteve os menores valores de resistência à tração. O grupo controle, que estava somente com sistema adesivo obteve os melhores valores. Pois,

acreditava-se que o copolímero por ter um alto peso molecular não conseguia se difundir através da matriz de colágeno desmineralizada. Logo, estes copolímeros podem se acumular na superfície da dentina condicionada e enfraquecer a força global da interface de união.

De Moraes Porto *et al.*, (2012 utilizaram um adesivo de dois passos com solvente acetona, e os resultados à microtração foram muito inferiores. Devido ao fato de que a acetona é um solvente de volatilidade acelerada, faz com que a dentina se desidrate rapidamente, que pode ocasionar uma imperfeição na infiltração dos monômeros na rede de fibrilas colágenas. Recomendam que adesivos contendo solventes a base de água e etanol, são os mais indicados para esta técnica. O SBU, sistema adesivo utilizada neste estudo, tem em sua composição, solventes água e etanol.

O grupo G3-Arg (arginina 8%+carbonato de cálcio) foi o que obteve o maior valor de resistência de união à dentina, demonstrou ter melhorado a adesão do sistema adesivo utilizado sem tratamento com substância dessensibilizante em até 38% a mais na média da resistência de união.

A arginina é um aminoácido natural encontrado na saliva, capaz de participar do bloqueio mecânico dos túbulos dentinários (Cummins, 2010). Juntamente com carbonato de cálcio atuam no mecanismo de aceleração natural de obliteração por meio de depósito (obliteração mecânica) na dentina como mineral dentro dos túbulos dentinários e como camada protetora na superfície dentinária (Hughes *et al.*, 2010; Li *et al.*, 2012). No entanto, estudos *in vitro* suportam que os depósitos de arginina com carbonato de cálcio não tem sido adequadamente demonstrados quanto à insolubilidade na presença de ácidos (Addy e Smith, 2010).

A arginina, que apresenta uma porção com carga positiva e outra negativa, junto com o carbonato de cálcio, carregado positivamente, se ligam à superfície dentinária carregada negativamente, e ajudam a formar uma camada rica em cálcio na superfície da dentina e no interior dos túbulos dentinários, promovendo a olcusão dos túbulos dentinários. Esta oclusão permanece intacta mesmo após o desafio ácido (Petrou *et al.,* 2009; Cummins, 2010; Li *et al.*, 2012).

Com o grupo G4-CLEs (Cloreto de estrôncio 8%), sua resistência de uniçao foi similar ao congrupo G1-SBU (controle). Seu mecanismo de ação para obliteração dos túbulos dentinários com esta substância é semelhante às demais substâncias. O

estrôncio é encontrado naturalmente dentro do esmalte e da dentina de humanos como um elemento traço e como um excelente agente remineralizante. Isto, provavelmente, devido à sua habilidade de se incorporar à fase mineral do esmalte pela restituição de cálcio. A aplicação de solução de estrôncio na superfície dentinária resulta na formação de uma camada bem compacta e contínua na superfície. A formação é atribuída à troca de íons entre o estrôncio e o cálcio no tecido dentário, seguida pela reprecipitação de cálcio e finalmente a formação de alta densidade de CaSr e hidroxiapatita (Hughes *et al.*, 2010; Layer & Hughes, 2010; Addy & Smith, 2010; Davies *et al.*, 2011).

Porém, não foi encontrado na literatura estudos que suportem testes de resistência de união que utilizam as substâncias arginina com carbonato de cálcio e cloreto de estrôncio. Na maioria dos estudos esta avaliação foi feita com dessensibilizantes à base de oxalato de potássio. O que existe sobre a arginina e o estrôncio são estudos que comparam a eficácia na obliteração dos túbulos dentinários através de testes de condutividade hidráulica (permeabilidade da dentina) e para comprovar sua capacidade de resistência à pressão pulpar e aos ácidos.

Os componentes presentes no sistema adesivo universal (Single Bond Universal, 3M-ESPE) utilizado neste estudo, pode ter contribuído para o bom desempenho das substâncias. Pois segundo Van Landuyt *et al*. (2007), Munõz *et al.*, (2013) e Perdigão *et al.* (2014), o 10-MDP, que é um monômero hidrofóbico presente neste adesivo, é capaz de formar uma ligação iônica forte ao cálcio presente na dentina formando o sal de Cálcio-MDP, considerado hidroliticamente estável. E Van Landuyt *et al.* (2007) salienta que devido a sua intensa adesão química à hidroxiapatita, o 10-MDP é estável.

Outro componente presente neste sistema adesivo é um copolímero de ácido polialcenóico que foi utilizado pela primeira vez na composição do Vitrebond (3M-ESPE), também conhecido como copolímero de Vitrebond ou VCP. Ele se liga quimicamente ao cálcio presente na hidroxiapatita (Mena-Serrano *et al.*, 2013; Muñoz *et al.,* 2013).

Estudos clínicos demonstraram um bom desempenho de adesivos convencionais que contém VCP, que pode ser atribuído, pelo menos parcialmente, ao grande número de ligações químicas ao cálcio. Para os adesivos

autocondicionantes a ligação química entre VCP e hidroxiapatita desempenha um papel fundamental em seu mecanismo de ligação. Mais de 50% dos grupos carboxílicos do ácido polialcenóico são capazes de se ligar à hidroxiapatita. Os grupos carboxílicos substituem íons de fosfato sobre o substrato e fazem ligações iônicas com o cálcio (Kubo *et al.*, 2006; Mena-Serrano *et al.*, 2013)

Logo, uma possível explicação para o bom desempenho no teste de resistência de união pelo uso de soluções dessensibilizantes utilizadas neste estudo é, que a intensa formação de cálcio iônico nos túbulos dentinários e sobre a superfície de dentina, proporcionou um maior número de ligações químicas dos componentes 10-MDP e VCP, que formou um elo de ligação química entre a dentina e o sistema adesivo. Estudos da morfologia dessa ligação, bem como testes de resistência de união após longo prazo, poderão elucidar a possível ‘eficácia dessa união.

7 CONCLUSÕES

O uso de substâncias dessensibilizantes oclusivas após condicionamento ácido da dentina, previamente à aplicação de sistema adesivo, influenciou na resistência de união do sistema adesivo universal multi-modo Single Bond Universal (SBU) (3M-ESPE), onde o dessensibilizante Bisblok – Bb (Bisco) diminui consideravelmente a resistência de união deste adesivo e o uso da substância arginina 8% com carbonato de cálcio proporcionou aumento significativo à resistência de união. E as substâncias oxalato de potássio 3% e Cloreto de estrôncio 8%, foram semelhantes ao grupo SBU controle.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abd-Elmeguid A, Yu DC. Dental pulp neurophysiology: part 1. Clinical and diagnostic implications. J Can Dent Assoc. 2009;75(1):55-9.

Addy M, Smith SR. Dentin hypersensitivity: an overview on which to base tubule occlusion as a management concept. J Clin Dent. 2010;21(2):25-30.

Ajcharanukul O, Oranratmanee K, Thitikunakorn S. Effect of different osmotic stimuli on fluid flow before and after self-etching adhesive application. J adhes Dent. 2010;12(2):103-8.

Barrientos C, Xaus G, Leighton C, Martin J, Gordan VV, Moncada G. Oxalic acid under adhesive restorations as a means to reduce dentin sensitivity: A four-month clinical trial. Oper Dent. 2011;36(2):126-32.

Bartold PM. Dentinal hypersensitivity: a review. Aust Dent J. 2006;51(3):212-8.

Brännström M, Aström A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. Int Dent J. 1972 Jun;22(2):219-27.

Bouillaguet S, Duroux B, Ciucchi B, Sano H. Ability of adhesive systems to seal dentin surfaces: an in vitro study. J. Adhes. Dent. 2000;2(3):201-8.

Cardoso MV, Moretto SG, Carvalho RC, Russo EM. Influence of intrapulpal pressure simulation on the bond strength of adhesive systems to dentin. Braz Oral Res. 2008;22(2):170-5.

Carrilho MR, Tay FR, Donnelly AM, Agee KA, Carvalho RM, Hosaka K *et al*. Membrane permeability properties of dental adhesive films. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009;88(2):312-20.

Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. J Dent. 2004;32(1):55-65.

Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. Biomaterials. 2005;26(9):1035-42.

Chersoni S, Suppa P, Breschi L, Ferrari M, Tay FR, Pashley DH, Prati C. Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. Dent Mater. 2004;20(9):796-803.

Cox CF, Hafez AA, Akimoto N, Otsuki M, Mills JC. Biological basis for clinical succes: pulp protection and the tooth – restoration interface. Pract. Periodontics Aesthet Dent. 1999;11(7):819-26.

*Vancouver

Cummins D. Dentin hypersensitivety: from diagnosis to a break through therapy for everyday sensitivity relief. J Clin Dent. 2009;20(1):01-9.

Cummins D. Recent advances in dentin hypersensitivity: clinically proven treatments for instant and lasting sensitivity relief. Am J Dent. 2010;23(Spec NºA):3A-13A.

Cunha-Cruz J, Stout JR, Heaton LJ, Wataha JC; Northwest PRECEDENT. Dentin hypersensitivity and oxalates: a systematic review. J Dent Res. 2011;90(3):304-10.

Davies M, Paice EM, Jones SB, Leary S, Curtis AR, West NX. Efficacy of desensitizing dentifrices to occlude dentinal tubules. Eur J Oral Sci. 2011;119(6):497-503.

De Andrade e Silva SM, Marquezini L Jr, Manso AP, Garcia FP, Carrilho MR, Pashley DH *et al*. Effects of a combined application of potassium oxalate gel/adhesive agent on dentin permeability in vitro. J Adhes Dent. 2007;9(6):505-12.

De Andrade e Silva SM, Malacarne-Zanon J, Carvalho RM, Alves MC, De Goes MF, Anido-Anido A *et al*. Effect of oxalate desensitizer on the durability of resin-bonded interfaces. Oper Dent. 2010;35(6):610-7.

De Moraes Porto IC, De Andrade AK, Alves LC, Braz R. Effect of dentin pretreatment with potassio oxalate: Analysis of microtensile bond strengths and morphologic aspects Microsc Res Tech. 2012;75(2):239-44.

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

Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. Dent Mater 2009;25:1459–67.

Feitosa VP, Leme AA, Sauro S, Correr-Sobrinho L, Watson TF, Sinhoreti MA, Correr AB. Hydrolytic degradation of the resin-dentine interface induced by the simulated pulpal pressure, direct and indirect water ageing. J Dent. 2012;40(12):1134-43.

Ferreira JC, Pires PT, Azevedo AF, Oliveira SA, Melo PR, Silva MJ. Influence of solvents and composition of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems on the nanoleakage within the hybrid layer. J Contemp Dent Pract. 2013;14(4):691-9.

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

Garcia EJ, Reis A, Arana-Correa BE, Sepúlveda-Navarro WF, Higashi C, Gomes JC, Loguercio AD. Reducing the incompatibility between two-step adhesives and resin composite luting cements. J Adhes Dent. 2010;12(5):373-9.

Gillam DG, Mordan NJ, Sinodinou AD, Tang JY, Knowles JC, Gibson IR. The effects of oxalate-containing products on the exposed dentine surfasse: na SEM investigation. J. Oral. Rehabil. 2001;28(11):1037-44.

Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, *et al*. Bonding effectiveness of a new 'multimode' adhesive to enamel and dentine. J Dent. 2012;40(6):475-84.

Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, Pashley DH. Fluid movement across resin-dentin interface during and after bonding. J. Dent. Res. 2004;83(11):843-8.

Hashimoto M. A review--micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventional solutions. J Biomed Mater Res B Appl Biomater.2010;92(1):268-80.

Hilgert LA, Silva SBA, Masotti AS, Conceição EN. Bond strength of a conventional system after use of dentinal desensitizers. J. Bras. Clin. Odontol. Int. 2004;8(43):21-4.

Hughes N, Mason S, Jeffery P. A comparative clinical study investigating the efficacy of a test dentifrice containing 8% strontium acetate and 1040 ppm sodium fluoride versus a marketed control dentifrice containing 8% arginine, calcium carbonate and 1450 ppm sodium monofluorophosphate in reducing dentinal hypersentivety. J. Clin. Dent. 2010;11(spec. Iss.2):49-55.

Itthagarun A, Tay FR. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. Am J Dent. 2000;13(4):195-200.

Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. Dent Mater. 1998;14(5):347-52.

Komabayashi T, Imai Y, Ahn C, Chow LC, Takagi S. Dentin permeability reduction by a sequencial application of calcium and fluoride-phosphate solutions. J Dent. 2010;38(9):736-41.

Kubo S, Kawasaki K, Yokota H, Hayashi Y. Five-year clinical evaluation of two adhesive systems in non-carious cervical lesions. J Dent.2006;34(2):97-105.

Layer T, Hughes N. Evidence for the efficacy of an 8% strontium acetate dentifrice for instant and lasting relief of dentin hypersensitivity. J Clin Dent. 2010;21(2):56-8.

Li R, Li Y, Chen J, Zhou Z, Morrison BM Jr, Panagakos FS. Efficacy of a desensitizing toothpaste containing arginine and calcium carbonate on dentin surface pore structure and dentin morphology. Am J Dent. 2012;25(4):210-4.

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

Mjör IA. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. Braz Dent J. 2009;20(1):3-16.

Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. J Dent.2013;41(5):404-11.

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.

Odor TM, Pitt Ford TR, McDonald F. Adrenaline in local anaesthesia: the effect of concentration on dental pulpal circulation and anaesthesia. Endod Dent Traumatol 1994;10(4):167-73.

Park J, Eslick J, Ye Q, Misra A, Spencer P. The influence of chemical structure on the properties in methacrylate-based dentin adhesives. Dent Mater. 2011;27(11):1086-93.

Pashley DH, Derkson GD, Tao L, Derkson M, Kalathoor S. The effects of a multi-step dentin bonding system on dentin permeability. Dent Mater. 1988;4(2):60-3.

Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate – a review. Sacanning Micros. 1989;3(1):164-76.

Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. J Prosthet Dent. 1991;66(6):777-81.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. Quint. Int. 1993;24(9):619-31.

Pashley DH, Matthews WG, Zhang Y, Johnson M. Fluid shifts across human dentine *in vitro* in response to hydrodynamic stimuli. Archs Oral Biol. 1996;41(11):1065-72.

Pashley DH, Carvalho RM, Pereira JC, Villanueva R, Tay FR. The use of oxalate to reduce dentin permeability under adhesive restorations. Am J Dent. 2001;14(2):89-94.

Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. Dent Clin North Am. 2002;46(2):211-45.

Pashley DH, Tay FR, Imazato S. How to increase the durability of resin-dentin bonds. Compend Contin Educ Dent. 2011;32(7):60-4, 66.

Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situaion and the substrate treatment. Dent Mater. 2010; 26(2):e24-e37.

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

Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. Oper Dent. 2014;39(2):113-27.

Petrou I, Heu R, Stranick M, Lavender S, Zaidel L, Cummins D, Sullivan RJ, Hsueh C, Gimzewski JK. A breakthrough therapy for dentin hypersensitivity: how dental products containing 8% arginine and calcium carbonate work to deliver effective relief of sensitive teeth. J Clin Dent. 2009;20(1):23-31.

Porto IC, Andrade AK, Montes MA. Diagnosis and treatment of dentinal hypersensitivity. J Oral Sci. 2009;51(3):323-32.

Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, de Carvalho RM, da Julio Singer M, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. J Adhes Dent. 2003;5(3):183-92.

Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio AD. Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. Oper Dent. 2013;38(4):E1-E25.

Sadek FT, Pashley DH, Ferrari M, Tay FR. Tubular occlusion optimizes bonding of hydrophobic resins to dentin. J Dent Res. 2007;86(6):524-8.

Sano H. Microtensile Testing, Nanoleakage and Biodegradation of Resin-Dentin Bonds. J Dent Res. 2006;85(1):11-4.

Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Prati C. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. Dent Mater 2007;23(6):705-13.

Sauro S, Mannocci F, Toledano M, Osorio R, Thompson I, Watson TF. Influence of the hydrostatic pulpal pressure on droplets formation in current etch-and-rinse and self-etch adhesives: a video rate/TSM microscopy and fluid filtration study. Dent Mater. 2009;25(11):1392-402.

Spencer P, Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O, *et al*. Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration. Annals of Biomedical Engineering 2010;38:1989-2003.

Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H. Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. Dent Mater. 1991;7(4):234-9.

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 FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-Step adhesives are permeable membranes. J. Dent. 2002;30(7-8):371-82.

Tay FR, Pashley DH. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. Am J Dent. 2003;16(1):6-12.

Tay FR, Pashley DH, Mak YF, Carvalho RM, Lai SC, Suh BI. Integrating oxalate desensitizers with total-etch two-step adhesive. J Dent Res. 2003;82(9):703-7.

Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. Am J Dent. 2004;17(4):271-8.

Vachiramon V, Vargas MA, Pashley DH, Tay FR, Geraldeli S, Qian F, Armstrong SR. Effects of oxalate on dentin bond after 3-month simulated pulpal pressure. J Dent. 2008;36(3):178-85.

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.

Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Cardoso MV, Ermis B, Van Meerbeek B. Three-year clinical performance of a HEMA-free one-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. Eur J Oral Sci. 2011;119(6):511-6.

Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. Oper Dent. 2003;28(5):647-60.

Yiu CK, Hiraishi N, Chersoni S, Breschi L, Ferrari M, Prati C *et al*. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerisation. II. Differential permeability reduction with an oxalate desensitiser. J Dent. 2006;34(2):106-16.

Yoon MJ, Lee SJ, Kim E, Park SH. Doppler ultrasound to detect pulpal blood flow changes during local anaesthesia. Int Endod J. 2012 Jan;45(1):83-7.

Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T *et al*. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. J Dent Res. 2012;91:376-81.

Yousry MM. Effect of re-etching oxalate-occluded dentin and enamel on bonding effectiveness of etch-and-rinse adhesives. J Adhes Dent. 2012;14(1):31-8.

APÊNDICE

APÊNDICE 01

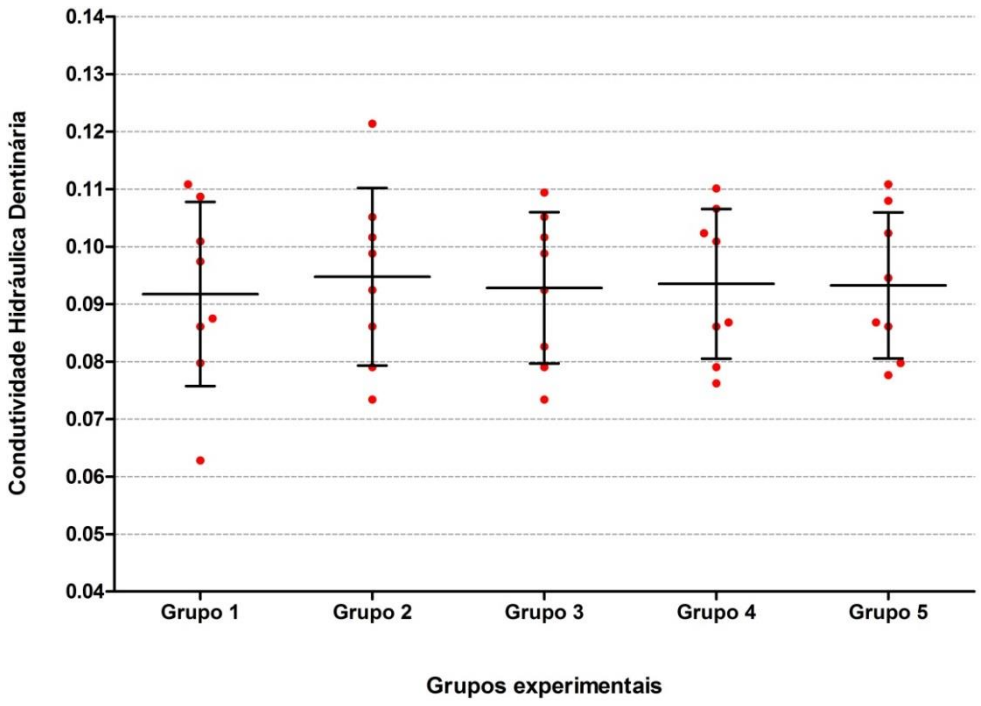
Para distribuição dos 40 espécimes para os 5 grupos (n=8), foi utilizado teste de normalidade de D'Agostino e Pearson e, após a confirmação da normalidade da distribuição amostral, foi utilizado o teste ANOVA de uma via onde foi verificada a semelhança entre os grupos, p=0,996. Foi também realizado o teste de Bartlett para verificar diferenças significantes nas variâncias, p=0,960, indicando homoscedasticidade da distribuição amostral.

Tabela 2 – Distribuição dos espécimes em 5 grupos, pós análise de variância.

G1-SBU		G2-OxP		G3-Arg		G4-CLEs		G5-Bb	
N	**CHD**	**N**	**CHD**	**N**	**CHD**	**N**	**CHD**	**N**	**CHD**
3	0,06281	2	0,07339	4	0,07339	23	0,07622	11	0,07763
29	0,07974	1	0,07904	22	0,07904	36	0,07904	15	0,07974
33	0,08610	39	0,08610	7	0,08261	6	0,08610	14	0,08610
40	0,08750	26	0,09245	37	0,09245	16	0,08680	21	0,08680
27	0,09739	30	0,09880	31	0,09880	19	0,10091	9	0,09456
35	0,10091	17	0,10162	34	0,10162	8	0,10232	20	0,10232
28	0,10868	12	0,10515	25	0,10515	38	0,10656	5	0,10797
24	0,11080	18	0,12138	32	0,10938	13	0,11010	10	0,11080

Distribuição dos 40 espécimes nos 5 grupos conforme CHD (Condutividade hidráulica da dentina – Permeabilidade mínima).

Figura 29 – Gráfico de distribuição dos espécimes nos 5 grupos (n=8) em função da condutividade hidráulica da dentina – Permeabilidade mínima.



ANEXO

UFMS

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Influências de substâncias dessensibilisantes oclusivas na resistência de união de sistema restaurador adesivo.

Pesquisador: LUIZ CARLOS FRANÇA RAMOS

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 19392513.4.0000.0021

Instituição Proponente: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 383.095

Data da Relatoria: 02/09/2013

Apresentação do Projeto:

O objetivo deste estudo é verificar a influência de substâncias dessensibilizantes oclusivas após condicionamento ácido da dentina, previamente à
aplicação do sistema adesivo resinoso, como técnica para diminuir a permeabilidade dentinária. Serão formados grupos (n=8): controle (sem substância); OXP (tratamento com oxalato de potássio 3%); AGBC (tratamento com arginina 8% +
bicarbonato de cálcio) e CLES (tratamento com
cloreto de estrôncio 8%). Serão utilizados 44 molares humanos hígidos, cujas raízes serão removidas e o terço oclusal das coroas serão
desgastados até a exposição completa da dentina coronária. Em seguida, será mensurada a permeabilidade de acordo com cada tratamento.
Posteriormente, restaurados com sistema adesivo e resina composta sob pressão intrapulpar simulada. Após 24 horas, oito espécimes de cada
grupo serão seccionados em palitos 0,9x0,9 mm e metade serão submetidos ao teste de

Endereço: Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação/UFMS
Bairro: Caixa Postal 549 **CEP:** 79.070-110
UF: MS **Município:** CAMPO GRANDE
Telefone: ((67) 33)45-7-187 **Fax:** ((67) 33)45-7-187 **E-mail:** bioetica@propp.ufms.br

UFMS

microtração e a
outra metade submetidos a 10.000 ciclos
de termociclagem (envelhecimento artificial), e em seguida submetidos ao teste de microtração. Os resultados serão analisados pela ANOVA (p0,05)
e Tukey-Kramer ao nível de significância ¿ = 5%. Para o teste qualitativo de nanoinfiltração, 3 espécimes de cada grupo serão seccionados obtendose
fatias de 1,1mm e submetidos ao tratamento com nitrato de prata e observados em MEV, em 24 horas e após envelhecimento artificial.

Objetivo da Pesquisa:
Determinar a influência de substâncias dessensibilizantes oclusivas, utilizadas previamente ao procedimento adesivo para redução da
permeabilidade dentinária.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:
A doação dos dentes não modificará em nada o procedimento de exodontia que o paciente será submetido, como a anestesia. Os riscos serão os
mesmos causados por uma remoção simples de dente, como sensibilidade, adormecimento da região devido a anestesia, pequeno sangramento
logo após a remoção dental. Esta remoção dental não impedirá o paciente de voltar as suas funções normais de trabalho e estudo. Ficará suspenso
os esforços físicos ou exposição ao sol, por 2 dias. A pesquisa será realizada em laboratório, utilizando os elementos dentais, não ficando o doador
do dente exposto a qualquer dano.
Benefícios:
Este estudo resultará em melhora da qualidade do tratamento restaurador, aumentando assim a longevidade (tempo de validade) das restaurações.
Os resultados poderão orientar o Cirurgião-Dentista na redução da sensibilidade pós-operatória e no tempo

UFMS

e risco de substituição das restaurações

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa experimental que utiliza material biológico de origem humana para testes de resistencia de biomateriais. Trata-se de pesquisa relevante, conduzida por pesquisador habilitado para a consecução dos objetivos. Infraestrutura , cronograma e orçamento compatíveis. Não foram detectados conflitos de interesse, pois a doação do material de pesquisa é voluntária ea exodontia obedece critérios clínicos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequado

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Adequado

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

CAMPO GRANDE, 04 de Setembro de 2013

Assinador por:
Edilson dos Reis
(Coordenador)

Endereço: Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação/UFMS
Bairro: Caixa Postal 549 **CEP:** 79.070-110
UF: MS **Município:** CAMPO GRANDE
Telefone: ((67) 33)45-7-187 **Fax:** ((67) 33)45-7-187 **E-mail:** bioetica@propp.ufms.br