



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



TAMÍRIS DA COSTA NEVES POSSETTI

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS AUTOCONDICIONANTES:
EFEITO DE DIFERENTES TRATAMENTOS EM SUBSTRATO DENTINÁRIO
HIPERMINERALIZADO ARTIFICIALMENTE.**

Araraquara

2017



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



TAMÍRIS DA COSTA NEVES POSSETTI

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS AUTOCONDICIONANTES:
EFEITO DE DIFERENTES TRATAMENTOS EM SUBSTRATO DENTINÁRIO
HIPERMINERALIZADO ARTIFICIALMENTE.**

Dissertação apresentada ao programa de Pós -
Graduação em Ciências Odontológicas, Área de
Dentística Restauradora, da Faculdade de
Odontologia de Araraquara, da Universidade
Estadual Paulista para título de Mestre em
Ciências Odontológicas

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

Araraquara

2017

Possetti, Tamiris da Costa Neves

Resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes:
efeito de diferentes tratamentos em substrato dentinário
hipermineralizado artificialmente / Tamiris da Costa Neves Possetti.--
Araraquara: [s.n.], 2017
49 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Universidade
Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

1. Dentina 2. Adesivos 3. Lasers I. Título

TAMÍRIS DA COSTA NEVES POSSETTI

RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS
AUTOCONDICIONANTES: EFEITO DE DIFERENTES TRATAMENTOS
EM SUBSTRATO DENTINÁRIO HIPERMINERALIZADO
ARTIFICIALMENTE.

Dissertação para obtenção do grau de Mestre

Comissão julgadora

Presidente e orientador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos (UNESP/FOAr)

2º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade (UNESP/FOAr)

3º Examinador: Profª Dra Cristina Magnani Felício (UNIARA)

Araraquara, 13 de janeiro de 2017.

DADOS CURRICULARES

TAMÍRIS DA COSTA NEVES POSSETTI

NASCIMENTO: 11/08/1988 – Araraquara – SP

FILIAÇÃO: Tabajara Pereira da Costa Neves

Elisabeth Antônia Cavalcante Araújo da Costa Neves

2009/2013: Curso de Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP.

2011: Aperfeiçoamento em Dentística Estética – FAEPO – Araraquara/SP.

2014 – 2016: Curso de Pós Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração Dentística Restauradora, nível Mestrado, pela Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP.

2014 – 2016: Curso de Pós Graduação em Dentística, nível Especialização, pela Fundação Faepo e Faculdade Herrero.

2015: Estágio Docência na Disciplina de Dentística I, do Departamento de Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr/UNESP.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha amada filha ***Maria Clara***, que foi enviada por Deus para me mostrar o mais puro e verdadeiro Amor.

Obrigada por ter me escolhido como sua mãe e por me amar tanto e tão sinceramente. Você é a minha maior riqueza, minha força e coragem.

Meu colo nunca será pequeno demais para você. Te amo além da vida!

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, que me deu a oportunidade de viver! A Ele, agradeço por toda força e coragem nas horas difíceis, por me dar sabedoria para fazer as escolhas certas e por ter iluminado meu coração e meu caminho, para que eu seguisse esse caminho e aqui, hoje eu estivesse.

Agradeço ao meu amado esposo Elcio, meu companheiro de tantos anos, que sempre esteve ao meu lado em todos os momentos, sendo meu alicerce e me encorajando a correr atrás dos meus sonhos. Tenho muito orgulho do excelente dentista que você é, e pode ter certeza que é em você que eu procuro me espelhar. Obrigada por ser um pai tão amoroso para nossa filha e por ser um companheiro tão especial para mim. Sem você nada disso estaria completo. Te amo infinitamente!

Agradeço a minha amada Mãe Elisabeth que me gerou em seu ventre, que cuidou tão bem de mim (e ainda cuida), e que muitas vezes esqueceu de si para pensar em Nós, suas filhas. Mãe, hoje Deus me deu a oportunidade de ser Mãe de alguém também, e agora sou capaz de entender a dimensão do amor de uma mãe por seus filhos, do seu amor por mim. Obrigada por existir. Nunca esqueça o quanto eu amo você!

Ao meu querido pai, Tabajara, gostaria de agradecer por ter sonhado junto comigo este sonho que hoje se torna realidade. Obrigada pela preocupação,

carinho e por todo incentivo. Você é exemplo de honestidade e trabalho. Amo muito você.

Ao meu querido *tio* Leniro, gostaria de agradecer por tudo que sempre fez por nós. Obrigada por toda torcida e incentivo. Como você sempre diz, e só quem convive conosco entenderá: "Então Nana". Amo você.

Às minhas amadas irmãs, Tainá e Talita, que sempre foram minhas inspirações, só tenho a agradecer por estarem sempre ao meu lado, me apoiando, me ajudando e não permitindo que eu desistisse diante das dificuldades. Somos companheiras nessa e em todas as vidas que existirem. Amo vocês.

Aos meus amados sobrinhos, Lívia, Lucas e Benício, anjos de Deus que vieram para encher nossa vida de luz e amor.

Agradeço a toda minha família, por não terem medido esforços para me ajudar com a minha amada filha Maria Clara, para que eu pudesse finalizar este trabalho com tanto êxito. Aos meus avós paternos, maternos (em memória) e os de coração (em memória).

Agradeço também aos meus sogros Elcio e Maristela, aos meus cunhados Gustavo, Rodrygo e Tiago, as minhas cunhadas Tatiane e Bianca, que sempre estiveram na torcida pela minha felicidade.

Agradeço ao meu tio Ubiraci, Estatístico e Professor da USP de Ribeirão Preto/SP, que me transmitiu todos seus conhecimentos e me auxiliou na finalização estatística dessa pesquisa para que tudo desse certo.

Agradeço as minhas amigas e irmãs, que ganhei de presente na Pós Graduação, Tamara, Thais e Maria Tereza, presentes de Deus em minha vida, companheiras de caminhada, amigas para toda hora, amigas para uma vida inteira. Obrigada por estarem sempre cuidando de mim e me dando forças para que eu acreditasse que tudo daria certo.

Agradeço a todos os Funcionários da FOAr, em especial aos amigos do Departamento de Odontologia Restauradora: Marinho, Vanderlei, Creusa, Cida, Bel e Alessandra (em memória). Agradeço por todo carinho e paciência. Vocês são especiais para mim!

Agradeço a todos os Professores da FOAr, em especial àqueles do curso de Mestrado em Ciências Odontológicas. A vocês meu muito obrigada por me permitirem aprender mais e por terem oferecido sempre o melhor de vocês para seus alunos.

Aos funcionários da Biblioteca, em especial a querida Ceres e aos funcionários da sessão de Pós Graduação, Cristiano e Alexandre, meu agradecimento por toda paciência e por estarem sempre tão dispostos a ajudar.

Agradeço a Professora Juliana Faraoni, docente da USP – Ribeirão Preto, pela ajuda e atenção, disponibilizando o laser que foi utilizado nesta pesquisa.

Agradeço ao LME-IQ Unesp pela disponibilidade de utilização do Microscópio eletrônico de Varredura, e também ao Laboratório de Ensaios Mecânicos da FOAr - UNESP pela disponibilidade de utilização da EMIC para a realização do ensaio de resistência de união ao microcisalhamento.

Agradeço à Capes, pelo incentivo à pesquisa e ajuda financeira, através da bolsa de mestrado, para que este projeto pudesse ser concluído com tamanho êxito.

Por fim, deixo um agradecimento especial ao meu orientador e também grande amigo, Prof. Edinho, que sempre foi tão paciente comigo e me fez acreditar na minha capacidade. Obrigada por todo incentivo, por sempre estar de coração aberto, disposto a ouvir e a ajudar. Obrigada por ter sido tão compreensivo comigo, em todos os momentos, especialmente quando me tornei mãe. Você foi o grande responsável por despertar em mim o amor pela pesquisa e área acadêmica. Saiba que independente dos caminhos que eu seguir, vou levar comigo um enorme carinho, respeito e admiração por você.

Possetti TCN. Resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes: efeito de diferentes tratamentos em substratos dentinário hipermineralizado artificialmente [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2017.

Resumo

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência de união imediata, de sistemas adesivos autocondicionantes, frente a diferentes tratamentos da superfície dentinária hipermineralizada artificialmente. Incisivos bovinos hígidos (N=80) foram preparados, incluídos em resina acrílica, hipermineralizados artificialmente e aleatoriamente distribuídos em dois grupos, de acordo com o sistema adesivo autocondicionante utilizado: Universal (3M ESPE; n=40); Optibond All in One (Kerr; n=40). Para cada sistema adesivo foram realizados cinco diferentes protocolos: (T1) sistema adesivo segundo recomendações do fabricante (n=8); (T2) ácido fosfórico 37% por 15" + sistema adesivo (n=8); (T3) laser Er,Cr:YSGG (Waterlaser Millenium, Biolaser Technology, San Clement, CA, USA) + sistema adesivo (n=8); (T4) ácido fosfórico 37% por 15" + laser Er,Cr:Y5GG + sistema adesivo (n=8); (T5) laser Er,Cr:YSGG + ácido fosfórico 37% por 15" + sistema adesivo (n=8). Após os procedimentos adesivos e restauradores, os dentes permaneceram em ambiente úmido, a 37°C, por 24 horas, para posteriormente passarem pelo ensaio de microcisalhamento. Os resultados de resistência de união foram obtidos em MPa e submetidos à Análise de Variância e Teste de Tukey ao nível de significância de 5%. O padrão de fratura de cada espécime foi avaliado e observou-se um padrão de fratura predominantemente adesivo. Os resultados mostraram que, para o sistema

adesivo Optibond All in One, o maior valor de resistência de união foi obtido no grupo T1, sendo que apenas o grupo T3 foi considerado estatisticamente semelhante à este. O menor valor de resistência de união para este material ocorreu em T5. Para o sistema adesivo Universal, todos os tratamentos foram estatisticamente semelhantes a T1, com exceção do grupo T2, que apresentou a menor média de resistência de união.

Palavras-chave: Dentina. Adesivos. Laser.

Possetti TCN. Bond strength of self-etching adhesive systems: effect of different treatments on the artificially hipermineralized dentin [Dissertação de Mestrado] Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2017.

Abstract

This study aims to evaluate the immediate bond strength of self-etching adhesive systems after different treatments of the artificially hypermineralized dentin. Bovine healthy incisors (n=80) were prepared, embedded in acrylic resin and randomly distributed into two groups according to the time of adhesive systems used: Group A - Universal (3M ESPE, n=40) and Group B - Optibond All in One (Kerr, n=40). For each adhesive system, five different protocols were performed: (T1) adhesive system according to the recommendations of the manufacturer (n=8); (T2) phosphoric acid conditioning 37 % for 15" + adhesive system (n=8); (T3) laser Er,Cr:YSGG (Waterlaser Millenium, Biolaser Technology, San Clemente, CA, USA) + adhesive system (n=8); (4) phosphoric acid conditioning 37% for 15" + laser Er,Cr:Y5GG + adhesive system (n=8); (T5) laser Er,Cr:YSGG + phosphoric acid conditioning 37% for 15" + adhesive system (n=8). After the bonding procedures and composite insertion, the specimens were maintained in a humid environment at 37°C for 24 hours, and then submitted to the microshear bond strength test. The bond strength results were obtained in MPa and submitted to Variance Analysis and Tukey's Test at a significance level of 5%. The fracture pattern of each specimen was evaluated. The pattern fracture of each specimen was evaluated and a predominantly adhesive pattern was observed. The results showed that, for the Optibond All in One adhesive system, the highest union resistance value was obtained in the T1 group, and only the T3

group was considered statistically similar to this. The lowest union resistance value for this material occurred at T5 group. For the Universal adhesive system, all treatments were statistically similar to T1, except for group T2, which presented the lowest union resistance average.

Key-words: Dentin. Adhesives. Laser.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
3	PROPOSIÇÃO.....	29
4	MATERIAL E MÉTODO.....	30
4.1	Seleção dos Dentes.....	30
4.2	Preparo da Superfície Dentinária.....	30
4.3	Procedimento de Hipermineralização Artificial.....	32
4.4	Tratamentos da Superfície Dentinária.....	33
4.5	Resistência de União ao Microcisalramento.....	36
4.5.1	Confecção dos cilindros de resina.....	36
4.5.2	Ensaio de resistência de união ao microcisalramento.....	37
4.6	Observação dos Padrões de Fratura.....	38
5	RESULTADO.....	39
5.1	Análise dos Dados de Resistência de União.....	39
5.2	Análise do Padrão de Fratura dos Espécimes.....	41
6	DISCUSSÃO.....	42
7	CONCLUSÃO.....	45
	REFERÊNCIAS.....	46
	ANEXO A – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS	49

1 INTRODUÇÃO

A evolução conquistada, com o passar dos anos, em todas as áreas da saúde, permitiram o aumento da expectativa de vida e, no campo da odontologia, a manutenção dos elementos dentais por maior tempo na cavidade bucal. Algumas décadas atrás, a odontologia baseava-se muito mais no tratamento dos problemas odontológicos momentâneos do indivíduo do que em preveni-los. Hoje, a odontologia, também como ciência, busca aprimorar seus estudos e técnicas, para permitir que os dentes permaneçam por mais tempo na cavidade bucal, acompanhando o envelhecimento da população. Para isso é importante conhecer a composição dessa estrutura dental “envelhecida”, o modo como ela reage a determinados procedimentos e materiais, e buscar resultados que orientem o cirurgião dentista para que seus procedimentos clínicos sejam eficientes em longo prazo.

Segundo o *Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística* (IBGE), a população tem passado por um processo de envelhecimento, e essa característica demonstra ser uma tendência mundial atual e também futura. O que se tem observado é que têm existido uma maior conservação dos dentes na cavidade bucal, a longo prazo, e por este motivo, é fundamental que o cirurgião dentista domine técnicas e esteja preparado para lidar com os desafios que o substrato dental envelhecido oferece.

Durante a vida, nossos dentes estão expostos a diferentes estímulos, sejam de natureza bacteriana, química, mecânica, ou pela associação destes. Na tentativa de se adaptar ocorrem alterações na sua estrutura dentinária através do tipo de resposta que esse substrato realiza. A resposta fisiológica se dá pelos estímulos que o dente recebe durante a vida, e a patológica devido a lesões do tipo atrição, abrasão, abfração, erosão, carie crônica, materiais restauradores, ou pela associação de fatores¹⁴.

Sendo assim, todos os estímulos que um dente recebe durante a vida, promovem uma modificação na estrutura dentinária, através de deposição mineral extra, tornando esse substrato hipermineralizado. Nele a dentina peritubular apresenta-se mais mineralizada do que a intertubular^{17,33} e há precipitação e deposição de cristais de fosfato de cálcio ou hidroxiapatita no interior dos seus túbulos^{8, 22} promovendo maior resistência ácida e dificultando a correta formação de “tags”^{11, 26, 29}.

Na literatura encontramos relatos de pesquisadores que encontraram baixa resistência de união a dentina hipermineralizada^{12, 23, 27, 28, 33} e estudos que obtiveram um desempenho clínico aceitável nesses substratos utilizando sistemas adesivos autocondicionantes^{2,28}. A hibridização resultante dos sistemas adesivos autocondicionantes é formada por uma zona de superfície hibridizada e uma zona de subsuperfície dentinária intertubular hibridizada¹³.

Os sistemas adesivos são classificados em dois grandes grupos: autocondicionantes e condiciona-e-lava. Os autocondicionantes possuem monômeros ácidos em sua composição que substituem a etapa clínica de condicionamento da estrutura dental, e podem ser divididos em 1 ou 2 passos. Já os sistemas adesivos condiciona-e-lava possuem uma etapa prévia de condicionamento ácido e podem ser divididos em 2 ou 3 passos.

Com a evolução dos sistemas adesivos, hoje, o cirurgião dentista possui diversos materiais disponíveis no mercado para utilização em um mesmo procedimento clínico, e cabe a ele definir, baseado na literatura científica, qual material promoverá resultados satisfatórios para o que está buscando. Com o objetivo de diminuir o tempo clínico gasto e minimizar os erros oriundos da etapa de condicionamento ácido do substrato dentinário, muitos profissionais tem optado pelos sistemas adesivos autocondicionantes, que são aplicados diretamente na smear layer após a sua secagem relativa¹⁶.

Os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único têm sido considerados como sistemas “amigáveis” de adesão, devido a simplicidade dos procedimentos de união através da redução da sensibilidade da técnica, da variabilidade profissional e do tempo de aplicação clínica¹⁸. Perdigão et al.¹⁷ (2007), classificou os sistemas adesivos autocondicionantes em três categorias de acordo com a sua acidez: agressivo (pH = 0,9 - 1), moderado (pH > 1,5) e suave (pH ≥ 2), sendo que os que possuem maior acidez prometem serem mais indicados para a dentina esclerótica.

O uso de energia a laser também tem sido estudado como coadjuvante na tentativa de melhorar a qualidade de adesão como, por exemplo, os lasers: CO₂, Nd: YAG (neodímio: ítrio alumínio granada), Er: YAG (érbio: ítrio alumínio granada), Er;Cr: YSGG (érbio-cromo: ítrio escândio gálio granada). Alguns estudos^{3,7,15} avaliaram os efeitos do laser e de diferentes procedimentos adesivos na resistência de união à

dentina e obtiveram resultados que sugerem que a irradiação pode reduzir a resistência de união a esse substrato.

Na literatura ainda existem controvérsias e poucos estudos^{2,21,26} avaliando o efeito de diferentes tratamentos dentinários sobre a resistência de união de sistema adesivos autocondicionantes em dentina hipermineralizada, o que justifica a realização de mais estudos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

White et al.³¹ (1993), em seu estudo, buscaram identificar o limiar para a modificação física da dentina, através dos lasers de Nd: YAG e Ho:YAG, utilizando microscopia eletrônica de varredura para avaliação da modificação. Os autores relatam que a utilização do laser em dentina tem sido defendida como opção para modificar a estrutura dentinária previamente a procedimentos restauradores. Foi testada a densidade de energia mínima necessária para modificar fisicamente a superfície da dentina, usando 1,06 e 1,32 microns de Nd: YAG e 2,10 microns de Ho: YAG. Foram realizadas cinco repetições de pulso único em cada um dos parâmetros do laser e a potência (W) e energia por impulso (mJ/p) foram aumentadas para cada comprimento de onda até que uma modificação física ocorreu. A densidade de energia (J/cm^2) foi, então, mantida constante e o limiar foi confirmado. Foram encontradas modificações de superfície semelhantes para os três comprimentos de onda testados. As modificações de limiar ocorreram em 207, 165, e 83 J/cm^2 para os 1,06 micra, 1,32 micra e 2,10 micra, respectivamente. Para todos os comprimentos de onda de emissão testados a densidade de energia, a modificação do limiar físico ocorreu em densidades de energia relativamente baixas. Estes lasers se mostraram promissores para modificação da superfície da dentina.

White et al.³² (1993) estudaram o uso do laser YAG nos tecidos dentais duros avaliando, por três anos, as restaurações e vitalidade dos mesmos. Todos os dentes permaneceram com vitalidade e assintomáticos. Restaurações realizadas após a remoção da cárie estavam intactas e clinicamente utilizáveis.

Van Meerbeek et al.²⁹ (1994) investigaram se a dentina exposta ao meio bucal sofre transformações morfológicas importantes em sua composição e se a adesão a ela difere significativamente da união à dentina normal não afetada. Nesta investigação, a interface entre resina e dentina esclerosada e o tipo de dentina clinicamente exibida por lesões abrasivas foi morfolologicamente caracterizado por microscopia eletrônica de varredura após um processo de irradiação a laser. A microestrutura da interface dentina esclerótica x resina foi comparada com a produzida pela dentina não afetada, numa tentativa de encontrar razões para os relatos de adesão menos eficazes em dentina esclerótica. Uma camada híbrida foi formada na dentina intertubular hipermineralizada. Nenhum ou apenas curtos tags de

resina foram desenvolvidas nos túbulos dentinários, uma vez que os seus orifícios foram destruídos devido ao aumento da aposição da dentina peritubular, a deposição intratubular de minerais irregulares e a formação dos chamados moldes escleróticos. Por conseguinte, é razoável prever que os adesivos de dentina com uma estratégia de adesão, que envolve principalmente interação micromecânica pelas formações de uma zona de interdifusão resina-dentina combinada com o desenvolvimento de tag de resina no interior dos túbulos dentinários, é menos eficaz quando aplicado a dentina esclerótica do que a dentina normal não afetada. Um tratamento adesivo adaptado pode ser necessário para fazer a dentina esclerótica mais receptiva à adesão.

Perdigão et al.¹⁷ (1994), com a intenção de avaliar a resistência ao cisalhamento, de quatro diferentes sistemas adesivos, ao substrato dentinário com diferentes níveis de hipermineralização, utilizaram 120 dentes humanos extraídos que foram divididos em 3 grupos: hipermineralizados artificialmente; desmineralizados artificialmente; armazenados em água destilada. Os dentes receberam a aplicação do sistema adesivo segundo o fabricante e foram restaurados. Passaram por um período de termociclagem e após submetidos ao teste de cisalhamento para obtenção de seus valores de resistência de união. Para cada sistema adesivo, os autores encontraram que a resistência ao cisalhamento foi significativamente maior em dentina normal do que para qualquer um dos outros substratos, e que para todos os adesivos, exceto Prisma Universal Bond, em dentina hipermineralizada os valores de resistência de união foram maiores do que em dentina desmineralizada.

Swift Jr et al.²² (1995) realizaram uma pesquisa, onde nos forneceram um breve histórico sobre a adesão do esmalte e da dentina. A técnica de condicionamento ácido para a adesão de resinas compostas ao esmalte revolucionou a prática da odontologia restauradora. A capacidade clínica unida aos materiais restauradores, mudou fundamentalmente áreas tão diversas como a preparação de cavidades, prevenção de cáries, e as opções de tratamento estético. Apesar de adesão de resina em dentina ser ainda um desafio, os avanços tendem a melhorar a confiabilidade e previsibilidade da adesão dentinária.

Yoshiyama et al.³³ (1996) mediram as forças de adesão de três sistemas adesivos atuais (All Bond 2, Scotchbond Multi-Purpose e Clearfil Bond 2) em defeitos naturais em forma de cunha na região cervical de dentes humanos extraídos. Um método de ensaio de microtração foi utilizado para comparar a resistência de união

de resinas feitas em margem oclusal com aquelas feitas em margens gengivais. Os controles consistiram de dentes normais que tinham defeitos em forma de cunha artificiais, da mesma profundidade e dimensão, criado com uma broca de alta velocidade. Os resultados indicaram que não houve diferenças regionais na resistência de união, embora ligações feitas por lesões naturais foram de 20 a 45% mais baixo do que aquelas criadas artificialmente, dependendo do sistema adesivo. A microscopia eletrônica de varredura revelou que Clearfil Bond 2 criou as mais finas camadas híbridas, que eram difíceis de medir nas lesões naturais. As lesões naturais continham dentina esclerosada, ao passo que as lesões artificiais foram compostas de dentina normal. Embora as forças de adesão à dentina esclerosada tenham sido menores do que aquelas da dentina normal, os valores absolutos (cerca de 16 a 17 MPa) foram elevados em relação aos agentes de adesão da geração anterior.

Pashley et al.¹⁶ (1997) analisou a estrutura da dentina que se refere à substância adesiva e descreveu a importância de permeação de resina nos túbulos dentinários e em espaços criados entre fibrilas de colágeno pelo condicionamento ácido durante a ligação da resina. Concluiu-se que o condicionamento ácido da dentina produz mudanças profundas na composição química e que as propriedades físicas da matriz dentinária podem influenciar a qualidade dos tags de resina-dentina, a sua força e, talvez, a sua durabilidade.

Gonçalves et al.⁹ (1999) investigaram os efeitos da irradiação com laser Nd:YLF (1,31J/cm²; 250mJ por impulso), o condicionamento ácido, e a hipermineralização sobre a resistência ao cisalhamento do sistema adesivo Scotchbond Multi-Use Plus (3M Dental Products). Estudos anteriores tinham mostrado que o pré-tratamento do substrato de dentina com a irradiação com laser pode influenciar a resistência de união ao cisalhamento. Seus resultados sugeriram que o tratamento com laser de dentina após a aplicação do sistema adesivo é eficiente na obtenção de uma força de ligação superior e é promissor como um possível substrato adesivo novo.

Marshall Jr et al.¹⁴ (2000) estudaram através de microscopia de força atômica (AFM), as mudanças microestruturais, taxas de condicionamento de dentina peritubular e recessão de dentina intertubular durante a desmineralização em soluções ácidas diluídas. Estes estudos não incluíram muitas formas de dentina alterada, não incluindo dentina radicular esclerótica não cariada associada a lesões classe V (abfração). Procurou-se determinar alterações microestruturais e as taxas de recessão durante a desmineralização em ácido cítrico (pH 2,5, 0.018M) para a zona

transparente/esclerótica. A dentina intertubular esclerótica sofreu menos mudanças de profundidade em comparação com a dentina radicular normal. Além disso, a dentina normal radicular demonstrou-se significativamente maior do que a recessão da dentina coronal ($p=0,002$). Os resultados deste estudo indicam que a dentina esclerosada intertubular de lesões classe V condicionam de forma diferente da dentina radicular normal, o que pode ajudar a explicar as dificuldades em restabelecer tais lesões com os procedimentos de adesão atuais.

Kwong et al.¹¹ (2000) em seu estudo *in vitro*, examinou a ultraestrutura da dentina esclerótica infiltrada com resina após a aplicação de um adesivo autocondicionante, com ou sem o uso de condicionamento com ácido fosfórico previamente. Foram avaliadas lesões não cariosas, escleróticas cervicais naturais. Como resultado observou uma camada de superfície hipermineralizada presente na superfície da dentina esclerótica. Esta camada era mais grossa na parte mais profunda das lesões naturais, onde a colonização bacteriana da superfície da lesão também foi aparente. Ambos os protocolos de tratamento não foram capazes de dissolver eficazmente a obstrução dos túbulos dentinários. Dependendo da espessura das camadas superficiais em diferentes locais na lesão natural, o tratamento primário com o autocondicionante sozinho resultou em redução da espessura da camada híbrida autêntica. Isso também aconteceu com ácido fosfórico pré-condicionado ao longo da parte mais profunda das lesões naturais. Dentro desta região, dentina intertubular completamente desprovida de uma camada híbrida autêntica pôde ser vista em dois grupos de tratamento. Os autores concluíram que estratégias adesivas que se baseiam principalmente na retenção micromecânica só podem ser comprometidas pela ausência esporádica das camadas de resina e tags na camada híbrida em dentina esclerosada. Com base nas características ultra-estruturais apresentadas, é ainda especulado que as estratégias de adaptação tais como a remoção das camadas superficiais e tempo de condicionamento prolongado pode não ser completamente eficaz em melhorar a eficácia de ligação na dentina altamente esclerótica.

Uno et al.²⁷ (2001) avaliaram a influência da orientação dos túbulos dentinários sobre o desempenho de união através da medição da resistência adesiva à dentina em cavidades cervicais por três sistemas adesivos atuais, concluindo que em cavidades de dentina cervical, além da capacidade individual de adesão, a orientação tubular da dentina pode ter uma influência na resistência de união.

Giachetti et al.⁸ (2002) em seu estudo relacionado a esclerose dentinária identificou, através da microscopia de transmissão e de varredura, as alterações em diâmetro e conteúdo tubular além dos diferentes graus de obstrução. Visto que poucos estudos relatam a origem da dentina esclerótica, pôde-se concluir que esta é um evento multifatorial, tanto devido a um aumento na espessura da dentina peritubular e intratubular, quanto na precipitação de sais de cálcio associados com a mineralização de estruturas orgânicas presentes no túbulo.

Kwong et al.¹² (2002) estudaram in vitro as forças de união à microtração de um sistema adesivo autocondicionante à dentina esclerosada, na ausência ou presença de condicionamento com ácido fosfórico. Independentemente dos métodos de condicionamento, as forças de união em dentina normal foram significativamente maiores do que em dentina esclerosada ($p < 0,05$). Com dentina esclerótica, não houve diferença significativa para os métodos de condicionamento utilizados, exceto para o K-decapante. O estudo revelou que o primer autocondicionante não poderia condicionar além da camada hipermineralizada da superfície da dentina esclerosada. Com a utilização de ácido fosfórico, uma camada híbrida foi observada apenas quando as camadas superficiais eram finas. A remoção das camadas de superfície de dentina esclerótica condicionada com ácidos mais fortes pode ser benéfica para obter uma união mais forte à mesma.

Wang et al.³⁰ (2004), com o objetivo de estudar e contribuir com informações sobre a morfologia, a qualidade e a característica química das interfaces entre três sistemas adesivos autocondicionantes e a dentina, avaliaram 3 sistemas adesivos distintos de acordo com as recomendações dos fabricantes. Foram selecionados um adesivo autocondicionante de dois passos (Clearfil SE Bond) e dois adesivos autocondicionantes de um passo (One-Up Bond F e Prompt L-Pop). O estudo mostrou que a diferença de agressividade destes 3 sistemas adesivos autocondicionantes produziram diferentes espessuras de camada híbrida e que o sistema Prompt L-Pop é mais agressivo, causando uma desmineralização maior do que a fornecida pelo Clearfil SE, que tem uma característica mais leve, desmineralizando apenas parcialmente. Em comparação com o sistema auto-condicionante de dois passos, o sistema de um só passo produz as interfaces mais complexas.

Peumans et al.¹⁹ (2005) estudaram a literatura atual sobre a eficácia clínica de adesivos contemporâneos quando usados para restaurar lesões classe V não cariosas cervicais. A retenção de restaurações em função do tempo de

condicionamento foi avaliada, a fim de descobrir se os adesivos simplificados são tão eficazes clinicamente quanto os adesivos de três passos convencionais. O estudo revelou que ionômeros tem um vínculo mais eficaz e duradouro com o tecido do dente. Os adesivos “condiciona e lava” de três e duas etapas e autocondicionantes mostraram um desempenho clínico confiável e previsível. A eficácia clínica de adesivos condiciona e lava de duas etapas é menos favorável, enquanto um desempenho clínico ineficiente foi notado para os adesivos autocondicionantes de um passo. Embora haja uma tendência para adesivos com procedimentos simplificados, ainda parece haver perda de eficácia.

Cilli et al.⁶ (2005), fizeram um estudo *in vitro* em dentina hipermineralizada artificialmente para simular uma dentina natural hipermineralizada, buscando auxiliar estudos de resistência de união. Os autores testaram o efeito de um duplo condicionamento ácido sobre a dentina hipermineralizada. Terceiros molares extraídos foram divididos da seguinte maneira: grupo N (dentina normal) e grupo H (dentina hipermineralizada artificialmente). O grupo H passou pela hipermineralização artificial e então foi subdividido em Ht e Hd, sendo que tanto o grupo N quanto o subgrupo Ht receberam condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos previamente a aplicação do sistema adesivo Single Bond, enquanto o grupo Hd recebeu duplo condicionamento ácido antes da aplicação do sistema adesivo. Os dentes então receberam uma camada de resina composta e após um período de 24h passaram pelo teste de resistência de união. Os autores observaram que não houve diferença estatística significativa entre o grupo de dentina normal e o grupo de dentina hipermineralizada Ht, porém houve diferença comparando o Ht com o Hd, sendo que o duplo condicionamento reduziu significativamente a resistência de união da dentina artificialmente hipermineralizada.

Perdigão et al.¹⁸ (2007) resumiram em seu artigo os fatores relacionados com o desempenho clínico dos adesivos, devido a introdução de sistemas adesivos simplificados no mercado odontológico nos últimos anos que são muitas vezes lançados sem testes eficientes para validar o desempenho dos mesmos. Sendo assim, os autores afirmaram que os adesivos autocondicionantes suaves são incapazes de condicionar o esmalte dental para fornecer uma retenção adequada para as restaurações adesivas, e que embora alguns adesivos autocondicionantes apresentem inicialmente altos valores de resistência de união, a sua resistência a tensões mecânicas e térmicas ao longo do tempo é muito baixa. Diante disso, os

adesivos “condiciona e lava” ainda são referência em adesão dental para uso clínico de rotina.

Chou et al.⁵ (2009) estudaram o efeito de diferentes parâmetros do laser Er, Cr: YSGG sobre a morfologia da dentina irradiada e a resistência ao cisalhamento entre resinas compostas e dentina irradiada. Espécimes de dentina preparadas a partir de terceiros molares humanos extraídos foram divididos aleatoriamente em seis grupos. Foram utilizados, um grupo recebendo ácido fosfórico, e outros cinco, com diferentes parâmetros do laser: 5 W durante 30s; 2,5 W, durante 30s; 2,5 W, durante 60s; 1,5 W durante 30s; e 1,5 W, durante 100s. A morfologia da superfície foi examinada usando um microscópio eletrônico de varredura (MEV). As superfícies de dentina irradiadas pelo laser Er, Cr: YSGG mostraram túbulos dentinários abertos sem a produção de camada de esfregaço. O grupo 5W irradiado teve o maior valor de rugosidade ($p < 0,05$). One-way ANOVA revelou que a resistência ao cisalhamento de resinas compostas à dentina irradiada com laser variou entre 12,35 - 15,61 MPa, e não foi significativamente ($p > 0,05$) diferente da resistência de união de 19,06 MPa visto na dentina condicionada com ácido. No entanto, a rugosidade da superfície da dentina irradiada com laser foi significativamente maior ($p < 0,05$) do que a da dentina condicionada com ácido. O ajuste de potência de 5W pode ser adequado para aplicações de restauração dentária em termos de resistência ao cisalhamento e área de ativação.

Ferreira et al.⁷ (2010), em um estudo in vitro, avaliaram o efeito do tempo de condicionamento na resistência de união, de um sistema adesivo convencional à dentina irradiada com o laser Er: YAG e Er, Cr: YSGG. Os dentes foram distribuídos em três grupos de acordo com o tratamento da dentina: controle (não irradiada), irradiada com Er: YAG e irradiada com Er, Cr: YSGG. Após foram divididos em três subgrupos de acordo com o tempo de condicionamento ácido: 15s, 30s ou 60s, para cada grupo experimental. Após o condicionamento, aplicaram o adesivo e as amostras foram preparadas para o ensaio de resistência de união. Os autores observaram que as amostras do grupo controle apresentaram valores de resistência de união, estatisticamente significativas, maiores para este grupo quando comparado com todos os outros. Os grupos irradiados apresentaram valores de resistência de união semelhantes. Todos os espécimes apresentaram valores de resistência de união semelhantes, independente do tempo de condicionamento ácido utilizado. Os autores concluíram que os lasers utilizados na irradiação, promovem um enfraquecimento do

sistema adesivo, e que o aumento do tempo de condicionamento não modifica a resistência de união.

Van Dijken et al.²⁸ (2010) avaliaram a retenção clínica a longo prazo de um sistema adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond e um processo de condicionamento e lavagem em duas etapas (Sistema PQ1). Um total de 119 restaurações Classe V foram realizadas em lesões cervicais não cariosas. As restaurações foram avaliadas anualmente durante um período de 8 anos. Após este período, 112 restaurações puderam ser avaliadas. Ambos os adesivos cumpriram os critérios de retenção de 18 meses com retenção de 90,6% para PQ1 e 98,2% para Clearfil SE Bond. As taxas de perda aumentaram consideravelmente após 2 e 3 anos, respectivamente. As taxas de perda acumulada em 8 anos foram de 25,5% para Clearfil SE e 39,3% para PQ1 ($p = 0,12$). Os autores definiram que ambos os sistemas adesivos mostraram retenção clínica aceitável a curto prazo para a dentina, e que diminuiu após o envelhecimento in vivo de longa duração, especialmente para o condiciona e lava simplificado.

Carvalho et al.³ (2010), avaliaram os efeitos da irradiação pelo laser Er, Cr: YSGG e diferentes sistemas adesivos, sobre a resistência de união a dentina. Os dentes testados foram divididos aleatoriamente em 6 grupos, sendo o grupo G1 (Clearfil SE Bond – Autocondicionante de duas etapas) e o grupo G2 (Single Bond Plus – Condiciona e lava de 2 etapas) considerados controles, onde os sistemas adesivos foram aplicados, conforme orientação dos fabricantes, sobre a superfície dentinária não irradiada. Nos grupos G3 e G4 o laser Er, Cr: YSGG foi aplicado após os dentes receberem a aplicação dos sistemas adesivos em questão, enquanto nos grupos G5 e G6 os dentes passaram pela irradiação com o laser, condicionamento com ácido fosfórico e desproteíntização com NaOCL, sendo em seguida aplicados os sistemas adesivos. Após houve o preparo dos espécimes para avaliar a resistência de união. Assim, os autores concluíram que o laser reduziu a resistência de união nos dois sistemas adesivos, independente dos tratamentos adicionais aplicados após a irradiação com o laser. O sistema adesivo autocondicionante mostrou maior resistência de união à dentina irradiada com o laser do que o Single Bond Plus, e quando aplicados a dentina normal a resistência de união desses sistemas adesivos foi maior do que à dentina irradiada. Como conclusão, os autores afirmaram que o sistema adesivo autocondicionante foi menos afetado pela irradiação dentinária com

o laser e que o condicionamento ácido adicional e a desproteção não superou os efeitos do laser sobre a dentina

Lin et al.¹³ (2011) estudaram a composição e a micro-estrutura de dentina irradiada por Er, Cr: YSGG. A análise de difração de raios-X indicou que a principal fase inorgânica da dentina antes e após a irradiação com laser foi de cerca de 30 nm de tamanho de hidroxapatita. Não houve alterações significativas no tamanho médio da partícula após a irradiação em quatro densidades de energia (6,18J/cm²; 8,04J/cm²; 9,89J/cm²; 11,1J/cm²). A imagem do Microscópio de Força Atômica (AFM) e a análise espectroscópica de energia dispersiva (EDS), no entanto, demonstraram que os efeitos térmicos de Er, Cr: YSGG foi intenso o suficiente para induzir diminuição notável da matéria orgânica. Ambos, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise de AFM mostraram que a dentina irradiada apresentou morfologia da superfície áspera, limpa e os túbulos dentinários completamente abertos. A taxa de ablação de ambas dentinas, peri e intertubular, aumentaram em densidades de energia mais altas, mas sem alterações significativas de aparência bruta. A análise química revelou que o efeito fototérmico do laser diminuiu significativamente o teor de matéria orgânica da camada de dentina superficial. Os autores concluíram que a Er, Cr: YSGG, como um novo tipo de laser clínico, não iria influenciar de forma significativa a estrutura da fase inorgânica da camada de dentina, no entanto, a ablação térmica ocorre no componente orgânico. Além disso, a superfície áspera, bem como os túbulos dentinários abertos induzidos por irradiação, pode ser vantajoso para a infiltração dos materiais adesivos, assim, a adesão da restauração dentária poderá ser reforçada.

Tsai et al.²⁶ (2011), avaliaram a influência do condicionamento de sistemas adesivos autocondicionantes de uma etapa na aderência à lesão esclerótica cervical não cariosa. Quarenta e oito pré-molares humanos, com e sem lesões escleróticas naturais cervicais não cariadas em superfícies bucais foram usados neste estudo. Lesões em forma de cunha artificiais foram preparadas. Todas as lesões foram condicionadas com Bond Force (BF; pH = 2,3) ou G-Bond Plus (GBA; pH = 1,5) de acordo com as instruções dos fabricantes. Após armazenamento em água durante 24 horas a 37°C, os espécimes foram submetidos ao teste de microtração para medir a força de união à parede gengival em cada lesão. As resistências de união de BF para a lesão natural foram significativamente menor do que a lesão artificial (p<0,05), enquanto que para o GBA, não houve nenhuma diferença significativa (p>0,05). Não

houve diferença na resistência de união para a lesão artificial entre estes dois adesivos, no entanto, em caso de lesões escleróticas não cariadas, a resistência de união de GBA foi estatisticamente maior do que a de BF.

Beer et al.¹ (2012), avaliaram as modificações na estrutura dentinária, resultantes de diferentes tratamentos de superfície aplicados. Os tratamentos utilizados foram aplicação do laser Er, Cr: YSGG e de um ácido fosfórico 36%, sozinhos ou associados. Diferentes sistemas adesivos foram testados: Excite, Scotchbond e Syntac, destes, o autocondicionante foi o que mostrou valores de cisalhamento mais elevados e constantes. Os autores concluíram que a aplicação do ácido após a aplicação do laser pode ser evitada, e que o laser é capaz de criar uma superfície que nos permite prever a qualidade da restauração.

Burrow et al.² (2012), avaliaram em seu estudo clínico de 3 anos, a performance clínica de dois sistemas adesivos autocondicionantes de 1 passo (S₃ Bond – Kuraray Corp., Japan; G-Bond (GC Corp., Japan), em lesões cervicais não cariosas. Utilizaram as resinas compostas Clearfil ST (Kuraray) com o sistema adesivo S₃ Bond e a resina Grandia (GC) com o sistema adesivo G-Bond, alternadamente. As avaliações foram feitas após 6 meses, 1 ano, 2 anos e 3 anos, e as restaurações foram fotografadas para verificar a correspondência de cor e de descoloração marginal. Os autores não encontraram diferença estatística significativa entre os dois sistemas adesivos, e concluíram que os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único são viáveis para restaurações em lesões cervicais não cariosas, inclusive em substrato dentinário esclerosado.

Castro et al.⁴ (2012), avaliaram se a irradiação com o laser Nd:YAG, em dentina condicionada ou não condicionada previamente e sobre o sistema adesivo ainda não fotopolimerizado, poderia afetar a resistência de união. Foi utilizado o sistema adesivo Adper Single Bond, sendo os grupos de 1 a 3 de dentina condicionada e de 4 a 6 dentina não condicionada previamente. O laser não foi aplicado nos grupos controle (1 e 4). Após, fotopolimerizaram o sistema adesivo, e a resina composta foi aplicada sobre a superfície. Os autores observaram que o laser não melhorou a adesão nos dentes que receberam condicionamento ácido, no entanto a resistência de união aumentou nos grupos 5 e 6 onde a dentina não havia sido condicionada previamente. Como conclusão, os pesquisadores afirmaram que a irradiação com o laser através do adesivo não fotopolimerizado não melhorou significativamente a resistência de união em comparação com os grupos controle.

Piccioni et al.²⁰, (2016) avaliaram a influência da irradiação com laser Er, Cr: YSGG sobre a resistência de união de diferentes sistemas de adesivos autocondicionantes de passo único em dentina normal e Hipermineralizada artificialmente. Os dentes de cada grupo foram aleatoriamente divididos em dois subgrupos de com o sistema adesivo utilizado: Clearfil S3 Bond e Optibond All in One. Cada subgrupo recebeu tratamentos diferentes: (1) condicionamento convencional; (2) condicionamento com Er, Cr: YSGG + aplicação do sistema adesivo (3) "rugosidade superficial" (4) Broca diamantada 3098 + aplicação do sistema adesivo. Os dados da resistência de união foram analisados por ANOVA e Tukey ($p < 0,05$). Os autores observaram que na dentina hipermineralizada, não houve diferença estatística entre todos os tratamentos empregados, aumentando assim a opção de adesivos autocondicionantes de uma única etapa em dentina esclerótica.

Issar et al.¹⁰ (2016) tiveram como objetivo avaliar e comparar o padrão de condicionamento de Er, Cr: YSGG e condicionamento convencional em esmalte e dentina, em dentes humanos extraídos. Foram selecionados um total de 40 dentes não cariados extraídos, 20 dentes anteriores e 20 dentes posteriores, para espécimes de esmalte e dentina, respectivamente. As amostras seccionadas foram polidas por lixas de 400 grit de carboneto de silício (SiC) até uma espessura de 1.0 ± 0.5 mm. Os espécimes de esmalte e dentina foram agrupados como: GrE1 & GrD1 como espécimes controle, GrE2 & GrD2 foram condicionamento ácido e GrE3 & GrD3 foram laser. Ataque ácido foi feito através de ácido fosfórico 37% de acordo com as instruções do fabricante. O condicionamento a laser foi feito usando Er, Cr: YSGG. A dentina irradiada mostrou a remoção preferencial de dentina intertubular enquanto o condicionamento ácido tinha mais efeito sobre a dentina peritubular. Não foi observada diferença significativa na remoção da camada de smear layer entre o ataque ácido e grupos que receberam o laser. Apesar de o diâmetro dos túbulos dentinários expostos serem menores após tratamento com ataque ácido em comparação com o laser, mais estudos in vivo são necessários com parâmetros diferentes para estabelecer o uso de Er, Cr: YSGG como um agente de corrosão.

3 PROPOSIÇÃO

Frente aos estudos apresentados, e considerando a necessidade do aprimoramento de materiais e técnicas que permitam uma adesão de qualidade em substratos dentinários hipermineralizados, este estudo teve como proposta:

“Avaliar a resistência de união imediata ao microcisalhamento, de sistemas adesivos autocondicionantes de um passo, após diferentes tratamentos do substrato dentinário hipermineralizado artificialmente”.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Seleção dos Dentes

Neste estudo foram utilizados 80 incisivos bovinos hígidos, obtidos através de Doação, e aprovados para utilização pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Faculdade de Odontologia de Araraquara, FOAr-UNESP (Anexo A). Após a extração e limpeza (Imagem 1), os dentes foram mantidos em solução de timol 0,1% a 4°C até o momento de sua utilização. Oito espécimes (n=8) por grupo foram utilizados para o ensaio imediato de resistência de união ao microcisalhamento.

Imagem 1 – Dentes bovinos em processo de extração e limpeza.



Foto: Própria autora

4.2 Preparo da Superfície Dentinária

A superfície vestibular de cada dente foi desgastada em uma politriz (DP-10 Panambra, Struers, Ballerup, Dinamarca) com lixas de carbeto de silício de granulação 180 para exposição e planificação da dentina. Posteriormente, lixas de carbeto de silício com granulação 320 foram utilizadas, em velocidade de 500 rpm e refrigeração constante, para padronizar a *smear layer* sobre esta superfície. O desgaste foi concluído quando da obtenção de uma superfície plana completamente em dentina, ou seja, sem a presença de esmalte, o que foi verificado em lupa estereoscópica (Modelo SZX7, Olympus, São Paulo, Brazil)^{3,9}. A raiz foi seccionada e descartada, com o auxílio de uma cortadeira (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA). A borda incisal e as regiões proximais da coroa foram também seccionadas e descartadas, a fim de permitir a inclusão dos fragmentos coronários remanescentes em tubos de PVC (Imagem 2).

Imagem 2 – Inclusão dos fragmentos coronários em tubos de PVC.

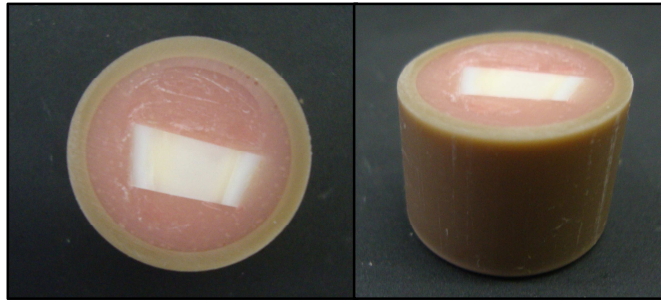
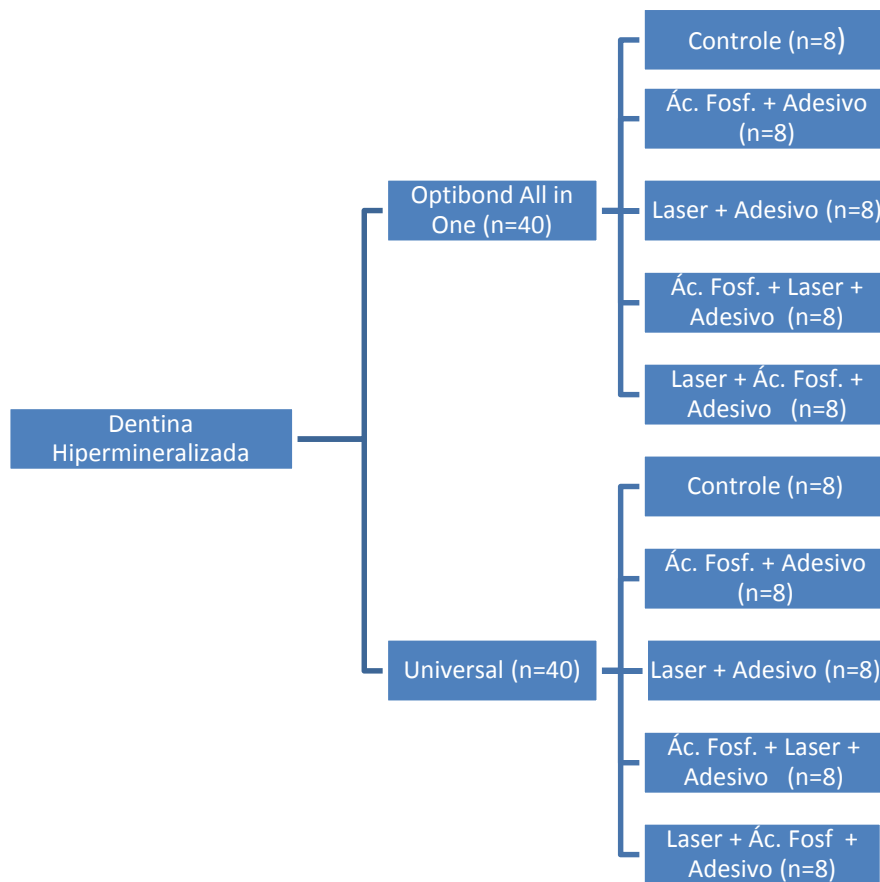


Foto: Própria autora.

Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois diferentes grupos (Figura 1), de acordo com o sistema adesivo autocondicionante utilizado: Universal (3M ESPE; n=40) e Optibond All in One (Kerr; n=40).

Figura 1 - Distribuição dos dentes hipermineralizados artificialmente de acordo com o sistema adesivo utilizado e dos tratamentos de superfície realizados.



Fonte: Elaboração própria.

4.3 Procedimento de Hipermineralização Artificial

Antes de serem imersos na solução hipermineralizante, todos os dentes (N=80) passaram por procedimentos de preparo da superfície dentinária, que após exposta, foi lixada com sequência de lixas de carvão de silício de granulação 320 e 600 (20 segundos cada). A dentina exposta de cada dente recebeu ataque com gel de ácido fosfórico 32% (Uni-Etch - Bisco) por 5 segundos para remoção da camada de esfregaço. Depois, foi lavada por 20 segundos com jato de água deionizada.

Em sequência, os dentes foram mantidos em temperatura ambiente e imersos em solução mineralizante (pH=7.0) contendo 1,5 mM de cálcio (proveniente de $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), 0,9 mM de fosfato (proveniente de K_2PO_4), e 0,15 mM de cloreto de potássio. A solução foi verificada diariamente com pHmetro (Medidor de Íons; Q400ISE; Quimis - Brasil), para controle do pH (Imagem 3). A solução foi renovada a cada 24 horas por 13 dias, e permaneceu em constante agitação por meio de um agitador magnético (NT 151; Kline; Novatecnica - Brasil), conforme mostra a Imagem 4. A quantidade utilizada foi calculada utilizando-se como área circular base de cada dente como sendo $78,5 \text{ mm}^2$ (diâmetro = 10mm), ou seja, cada milímetro quadrado da superfície exposta correspondeu a 0,76 mL de solução. Ao término dos 13 dias, a superfície dentinária foi considerada hipermineralizada para posteriores procedimentos. Os procedimentos adesivos foram realizados 7 dias após os dentes serem removidos da solução. Durante os sete dias de espera eles permaneceram embebidos em água deionizada.

Imagem 3 – Controle do pH da solução mineralizante.



Foto: Própria autora.

Imagem 4 – Procedimento de Hipermineralização – Agitador magnético.



Foto: Própria autora.

4.4 Tratamentos da Superfície Dentinária

Para cada sistema adesivo utilizado, foram realizados os seguintes tratamentos nos substratos dentinários hipermineralizados artificialmente:

(1) Condicionamento convencional (controle) - (Imagem 5) – Aplicação dos sistemas adesivos autocondicionantes, Optibond All in One (Kerr) e Universal (3M) segundo recomendações do fabricante (a seguir):

Optibond All in One (Kerr): Aplicar por 20", esfregando, seguida de segunda aplicação por 20", esfregando; aplicar um jato de ar por 5" e fotopolimerizar por 10".

Universal (3M/ESPE): aplicar o Single Bond Universal por 20"; leve jato de ar por 5"; fotoativação por 10".

Imagem 5 – Tratamento 1 - condicionamento convencional (controle).



Foto: Própria autora.

(2) Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15” + adesivo – (Imagem 6) - Condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15” em toda a superfície dentinária. Em seguida foi realizada lavagem abundante com água, pelo mesmo tempo de condicionamento, seguida de secagem da superfície com leve jato de ar. Após, foi realizada aplicação do sistema adesivo de acordo com as recomendações do fabricante.

Imagem 6 – Tratamento 2 - Condicionamento ácido + sistema adesivo.

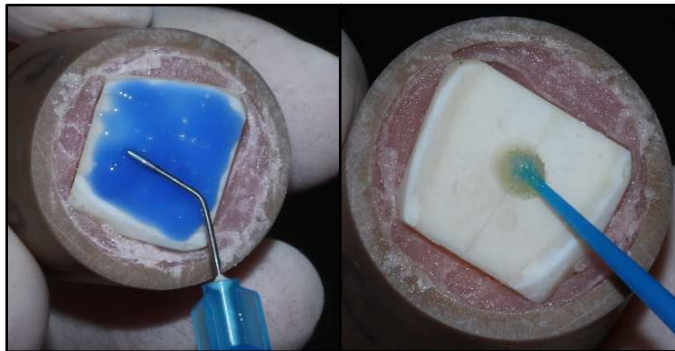


Foto: Própria autora.

(3) Condicionamento com laser Er,Cr:YSGG + adesivo – (Imagem 7) – Irradiar a dentina uniformemente e perpendicularmente com uma ponta MZ6 (6mm) posicionada a 1 mm (modo focado) a partir da superfície da dentina por 10 segundos, longitudinalmente. Refrigeração com água constantemente durante a irradiação, com spray de água-ar (75% e 65%, respectivamente). A superfície foi seca com leve jato de ar, e em seguida foi realizado aplicação do sistema adesivo de acordo com as recomendações do fabricante

Imagem 7 – Tratamento 3 - Laser + sistema adesivo.



Foto: Próprio autora e Thais P. Leandrin

Parâmetros do Laser Er,Cr:YSGG (Waterlase Millennium, Biolaser Technology, San Clement, CA, USA) utilizado:

- *comprimento de onda = 2780 nm*
- *tamanho do ponto no modo focado (cm²) = 0.0028*
- *taxa de repetição (Hz) = 20*
- *energia por pulso (mJ) = 200*
- *média da potência (W) = 4*
- *densidade de energia (J/cm²) = 71,4*

(4) Condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15” + laser Er,Cr:YSGG + adesivo – (Imagem 8) - Condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 15” realizado em toda a superfície dentinária. Em seguida foi realizada lavagem abundante com água, pelo mesmo tempo de condicionamento, seguida de secagem da superfície com leve jato de ar. O laser foi utilizado conforme descrito anteriormente, e em seguida aplicação do sistema adesivo de acordo com as recomendações do fabricante.

Imagem 8 – Tratamento 4 - Ácido + Laser + Sistema adesivo.

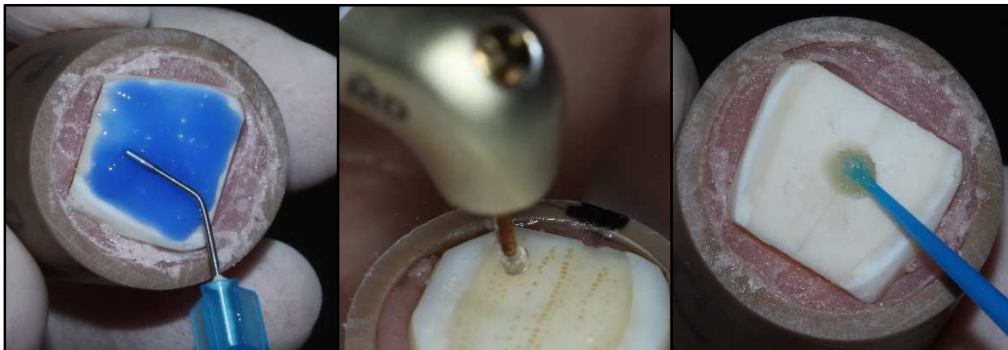


Foto: Própria autora e Thais P. Leandrin.

(5) Laser Er,Cr:YSGG + condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15” + adesivo – (Imagem 9) – O laser foi aplicado conforme descrito no item (3) seguido do condicionamento de toda a superfície dentinária com ácido fosfórico a 37% por 15”. Em seguida foi realizada lavagem abundante com água, pelo mesmo tempo de condicionamento, seguida de secagem da superfície com leve jato de ar. Após, foi utilizado o sistema adesivo de acordo com as recomendações do fabricante

Imagem 9 – Tratamento 5 - Laser + Ácido + Sistema adesivo.

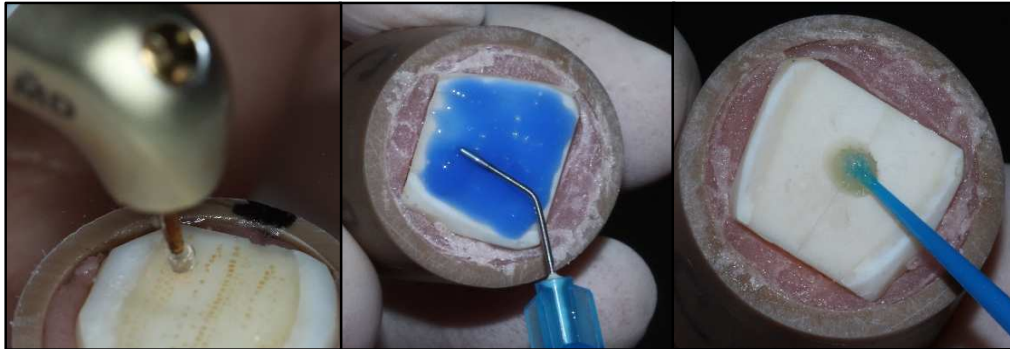


Foto: Própria autora e Thaís P. Leandrin.

4.5 Resistência de União ao Microcislhamento

4.5.1 Confeção dos cilindros de resina composta

Após as superfícies dentinárias hipermineralizadas terem recebido seus tratamentos (conforme descrito no item 4.4), foram confeccionados os cilindros de resina composta. Para esta finalidade foi utilizada uma matriz bipartida de teflon, idealizada e confeccionada especialmente para este estudo, que continha 3 orifícios com 1 mm de diâmetro interno por 1 milímetro de altura. Estes orifícios foram preenchidos internamente com resina composta (Z 350 XT – 3M/ESPE), que ficou aderida sobre a superfície dentinária tratada. Em seguida, todos os cilindros foram fotoativados simultaneamente por 40 segundos com o aparelho fotopolimerizador (LED Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein), que foi aferido quanto à intensidade de luz com um radiômetro. A matriz foi então removida com a intenção de expor os pequenos cilindros de resina composta, com área de união de 0,78 mm², unidos à superfície da dentina. Foi realizada uma avaliação visual dos cilindros de resina para verificação de possíveis defeitos. Passadas 24 horas de armazenamento, em ambiente úmido, os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de microcislhamento (Imagem 10).

Imagem 10 – Confeção dos cilindros de resina.

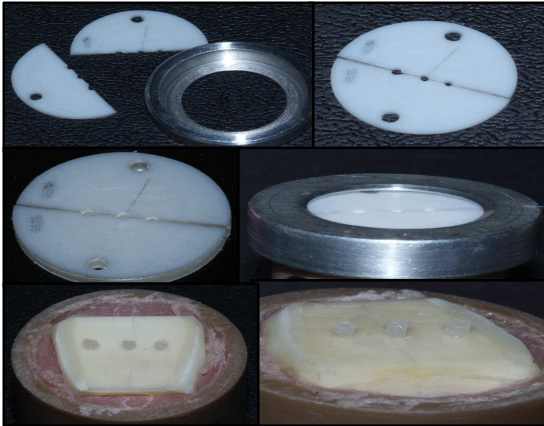


Foto: Thaís P. Leandrin.

4.5.2 Ensaio de resistência de união ao microcisalhamento

Antes da realização dos ensaios, o dispositivo foi cuidadosamente alinhado para permitir que o carregamento fosse aplicado o mais próximo possível da interface de união na base dos cilindros com o auxílio de uma alça confeccionada com fio de aço (0,2 mm de diâmetro) e com velocidade de travessa de 0,5 mm/min até a fratura dos espécimes (Imagem 11).

Os espécimes foram adaptados a um dispositivo para ensaio de resistência de união ao microcisalhamento acoplado à máquina de ensaios universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com uma célula de carga de 50 N. A resistência de união ao microcisalhamento foi calculada dividindo-se a força máxima registrada durante o ensaio (em N) pela área de união (em mm²) e expressa em MPa.

Imagem 11 – Ensaio de resistência de união ao microcisalhamento.

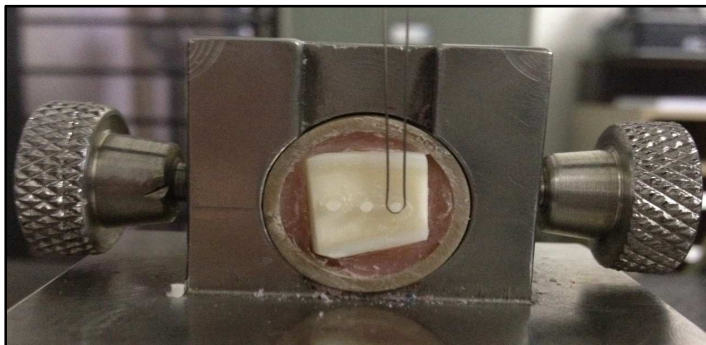


Foto: Própria autora.

4.6 Observação dos Padrões de Fratura

Após o teste de microcisalhamento, o padrão de fratura de cada espécime foi determinado com o auxílio de uma lupa estereoscópica (SZX7, Olympus, SP, Brazil), com aumento de aproximadamente 30x e as mesmas foram classificadas como adesivas, coesivas ou mistas.

5 RESULTADO

5.1 Análise dos Dados de Resistência de União

Os resultados de resistência de união foram obtidos em MPa (Tabela 1) e submetidos ao teste de Anova de dois fatores (Tabela 2), e por ter sido rejeitada a hipótese H_0 , o teste de Tukey foi aplicado em seguida (Tabela 3), sendo o nível de significância de 5%.

Tabela 1 - Resistência de União (MPa) dos sistemas adesivos autocondicionantes Optibond All in One (Kerr) e Universal (3M) de acordo com o tipo de tratamento realizado (**T1** = Controle; **T2** = ácido + adesivo; **T3** = laser + adesivo; **T4** = ácido + laser + adesivo; **T5** = laser + ácido + adesivo).

Sistema Adesivo (Fator 2)	Tratamentos (Fator 1)				
	T1	T2	T3	T4	T5
Optibond All In One (OPT)	134,5	28,0	60,3	126,1	89,6
	268,7	28,0	154,5	42,9	65,6
	287,3	89,1	227,5	61,8	47,7
	240,6	109,5	142,2	109,5	48,4
	89,8	96,8	90,4	81,1	61,5
	140,1	146,4	185,0	117,8	85,7
	127,3	110,1	24,2	223,2	73,2
	378,2	12,1	84,0	15,3	94,2
Universal (UNIV)	234,3	129,0	129,4	174,0	241,1
	79,6	141,3	284,8	186,3	135,8
	295,2	72,6	182,9	82,8	67,5
	144,8	20,8	184,2	78,5	110,1
	126,6	16,6	245,3	188,4	30,6
	203,6	38,6	56,9	221,1	82,8
	128,7	82,8	207,5	223,5	10,2
	228,3	12,7	227,9	300,5	173,6

Fonte: Elaboração própria

Tabela 2 - Two-Way ANOVA para os sistemas adesivos autocondicionantes Optibond All in One (Kerr) e Universal (3M), após diferentes tratamentos dentinários ($p < 0,05$). SQ = Soma de quadrados, gl = Graus de liberdade, QM = Quadrado médio.

ANOVA					
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>
Sistema Adesivo	17497,78	1	17497,78	3,852805	0,053637707
Tratamentos	161116,4	4	40279,11	8,868984	0,0000074872104
Interações	39132,71	4	9783,176	2,15414	0,083163693
Resíduo	317909,8	70	4541,569		

Fonte: Elaboração própria.

De acordo com os valores obtidos no Teste Two-Way ANOVA (Tabela 2), os fatores *interações* e *sistema adesivo* não foram consideradas significativos, uma vez que o $\alpha > 0,05$ ($p=0,083$ e $p=0,053$, respectivamente). Quanto ao fator *tratamentos*, este foi considerado extremamente significativo ($p < 0,001$).

Tabela 3 - Médias (\pm desvio-padrão) da resistência de união (MPa) dos sistemas adesivos autocondicionantes Optibond All in One = OPT e Universal = UNIV, de acordo com o tipo de tratamento realizado (**T1** = Controle; **T2** = ácido + adesivo; **T3** = laser + adesivo; **T4** = ácido + laser + adesivo; **T5** = laser + ácido + adesivo).

	T1	T2	T3	T4	T5
OPT	208,3 ($\pm 100,4$) Aa	77,5 ($\pm 48,58$) Ab	121 (± 68) Aab	97,2 ($\pm 63,76$) Ab	70,7 ($\pm 18,04$) Ab
UNIV	180,1 ($\pm 71,63$) Aa	64,3 ($\pm 50,73$) Ab	189,8 ($\pm 70,97$) Aa	181,9 ($\pm 73,65$) Aa	106,4 ($\pm 76,17$) Aab

*Letras minúsculas iguais na mesma linha representam ausência de diferença estatística; letras maiúsculas iguais na mesma coluna representam ausência de diferença estatística ($p < 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

Para o sistema adesivo Optibond All in One, apenas o tratamento *laser + adesivo* (T3) foi estatisticamente semelhante ao grupo controle (T1). O menor valor de resistência de união para este sistema adesivo se encontrou no tratamento com *laser + ácido + adesivo* (T5).

Quanto ao sistema adesivo Universal, apenas o tratamento *ácido + adesivo* (T2) foi estatisticamente diferente do grupo controle, sendo este o menor valor de resistência de união encontrado para este material.

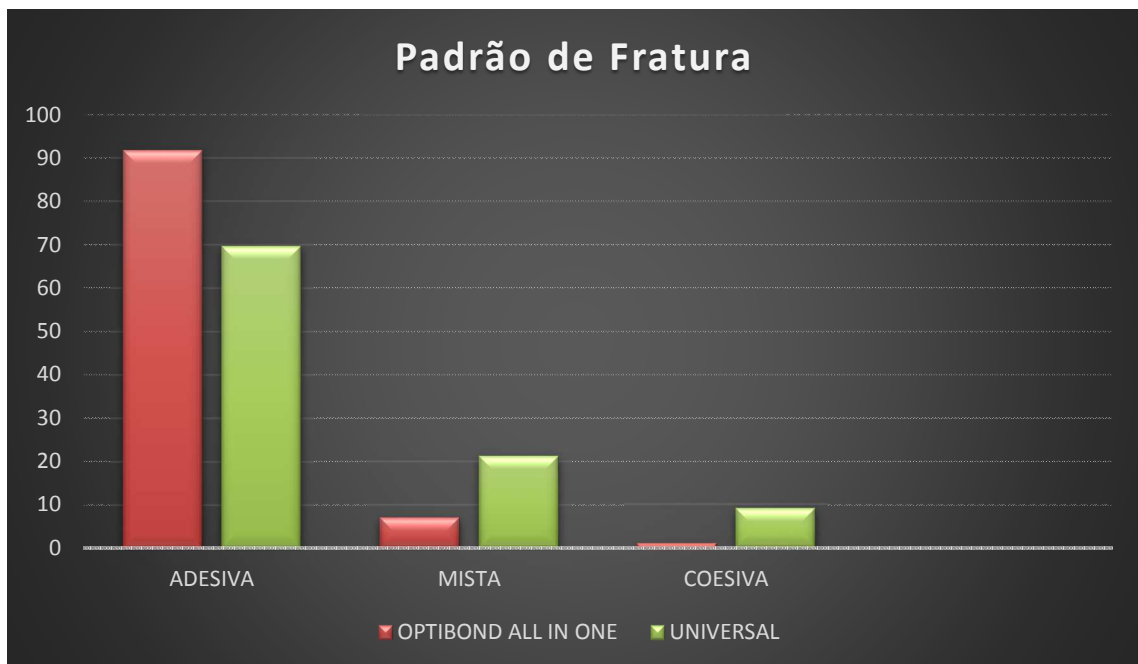
5.2 Análise do Padrão de Fratura dos Espécimes

Tabela 4 - Distribuição percentual (%) dos tipos de fraturas observadas nos sistemas adesivos Optibond All in One = OPT e Universal = UNIV, de acordo com o tipo de tratamento realizado (T1 = Controle; T2 = ácido + adesivo; T3 = laser + adesivo; T4 = ácido + laser + adesivo; T5 = laser + ácido + adesivo). Tipos de fratura: **A** = adesiva; **C** = coesiva; **M** = mista.

	T1	T2	T3	T4	T5
OPT	A=100%	A=92,31%	A=84,21%	A=100%	A=85%
	C=0%	C=0%	C=5,26%	C=0%	C=0%
	M=0%	M=7,69%	M=10,53%	M=0%	M=15%
UNIV	A=57,14%	A=76,47%	A=77,27%	A=47,63%	A=94,45%
	C=4,77%	C=0%	C=18,19%	C=19,04%	C=0%
	M=38,09%	M=23,53%	M=4,54%	M=33,33%	M=5,55%

Fonte: Elaboração própria.

Gráfico 1 - Distribuição percentual dos tipos de falhas de acordo com o sistema adesivo.



Fonte: Elaboração própria.

A análise da Tabela 4 e do Gráfico 1 nos mostra que o padrão de fratura predominante foi do tipo Adesiva 79,89%.

6 DISCUSSÃO

Com a evolução dos sistemas adesivos, a busca por materiais clinicamente satisfatórios e que sejam mais simples de serem utilizados levou ao desenvolvimento de sistemas adesivos autocondicionantes de um passo. Tay et al.²⁴ (2004) constataram através de uma revisão de literatura, que a resistência de união em dentina esclerótica é menor do que em dentina normal, e isto é atribuído ao fato de haver maior dificuldade de adesão em substrato hipermineralizado. Com isso, tratamentos alternativos estão sendo avaliados na tentativa de se conhecer melhor a ação e comportamento destes materiais quanto a resistência de união.

Em nosso estudo, para o sistema adesivo Optibond All in One, apenas o grupo T3 (laser + adesivo) se mostrou semelhante estatisticamente ao grupo controle, enquanto todos os outros tratamentos propostos diminuíram a resistência de adesão a dentina esclerótica. A aplicação do laser promove uma ablação térmica na superfície, através da evaporação da água presente no tecido, promovendo micro explosões e remoção de material orgânico e/ou do tecido, e promovendo irregularidades no substrato, capazes de promover uma melhor retenção¹³. Isso pode ter contribuído para esta semelhança estatística encontrada, permitindo assim que o adesivo em questão penetrasse com maior facilidade no interior do substrato dentinário. Em relação aos outros tratamentos realizados, para o Optibond All in One, possivelmente estes proporcionaram uma desmineralização maior do que o sistema adesivo em questão foi capaz de penetrar, provocando então grande discrepância, visto que esse sistema não possui em sua composição o monômero hidrofílico HEMA, que é responsável por melhorar o escoamento do adesivo no interior do substrato dentinário. Já para o sistema adesivo Universal o único tratamento que apresentou diminuição da resistência de união em relação ao grupo controle foi o T2 (ácido + adesivo).

Alguns autores sugerem que o uso de um condicionamento ácido previamente aos sistemas adesivos autocondicionantes melhoraria a ação de seus primers ácidos^{7,23}, porém nossos resultados foram contrários, uma vez que os grupos que receberam este tratamento previamente ao sistema adesivo (T2) demonstraram diminuição da resistência de união em relação ao grupo controle (T1). Possivelmente

a desmineralização causada pelo condicionamento ácido não foi totalmente preenchida pelos monômeros adesivos, o que resultou em menores valores de resistência de união. Alguns fabricantes indicam que a técnica convencional de adesão, que envolve o condicionamento ácido prévio do substrato, pode ser realizada como alternativa nos autocondicionates, porém esse condicionamento remove cálcio da dentina e expõe as fibras colágenas, podendo prejudicar inclusive o potencial de adesão química desde sistema adesivo que ocorre especialmente através do 10-MDP. O sistema adesivo Optibond All in One não possui o 10-MDP, mas conta com a presença de acetona como solvente, além da água e etanol, diferente do Universal que só possui os dois últimos. Sabe-se que a acetona é um solvente mais instável, volatilizando mais facilmente que outros solventes, e com isso, a evaporação da água presente no interior dos túbulos dentinários pode não ter sido suficiente para permitir a formação de uma camada híbrida satisfatória.

Os tratamentos 2 e 3 se mostraram semelhantes estatisticamente entre si. Para o Optibond All in One observamos numericamente um aumento na resistência de união quando utilizamos o T3. Quanto a estes tratamentos para o Universal, não encontramos neste estudo semelhanças estatísticas entre eles, e o valor de resistência de união encontrado para o tratamento 3 (laser + adesivo) foi muito superior ao grupo T2. Em seu estudo, Chou et al.⁵ (2009), ao comparar as superfícies criadas pelo Er, Cr: YSGG e ácido fosfórico, observaram que as aberturas tubulares após a irradiação a laser eram menores e a rugosidade nove vezes maior em relação a superfície condicionada pelo ácido fosfórico, o que poderia ser uma explicação para os valores que encontramos.

Os tratamentos 2 e 4, ao serem comparados, foram estatisticamente semelhantes para o Optibond All in One, enquanto que para o Universal não houve semelhança estatística. No T4 (ácido + laser + adesivo) o valor numérico da resistência de união foi mais elevado para os dois sistemas adesivos. Uma explicação seria que o laser usado após o condicionamento ácido seria capaz de causar a evaporação de água dos tecidos, através de sua ablação térmica¹⁵, auxiliando o papel dos solventes presentes no sistema adesivo. Ambos os sistemas adesivos demonstraram semelhança estatística entre T3 e T4. Numericamente houve uma diminuição no valor da resistência de união em T4 (ácido + laser + adesivo), o que nos mostra que a irradiação com o laser não foi capaz de melhorar a resistência de união.

Quando aplicamos o laser + ácido + adesivo (T5) e comparamos com a ação do ácido + adesivo (T2) observamos que os resultados para estes tratamentos foram estatisticamente semelhantes nos dois materiais testados. Para o Optibond All in One, o T5 foi o tratamento que apresentou a menor média numérica de resistência de união, nos mostrando que a realização do condicionamento ácido após irradiação da superfície pelo laser não é uma opção interessante, principalmente para este material. Possivelmente a superfície irradiada pelo laser tornou-se resistente a ação do ácido fosfórico.

Os tratamentos T3 e T4 também apresentaram média de resistência de união numérica maior do que o grupo T5 para os dois sistemas adesivos autocondicionantes utilizados. Para o sistema adesivo Optibond All in One, o T3 foi o único tratamento que apresentou a resistência de união semelhante estatisticamente ao grupo controle (T1), apesar de numericamente ter havido uma diminuição. Isso nos mostra que o tratamento da superfície dentinária hipermineralizada com o laser, previamente ao uso desse sistema adesivo pode ser opção satisfatória, uma vez que os gaps gerados pós irradiação são capazes de aumentar a retenção e penetração dos monômeros resinosos, como relatado por Lin et al.¹³ (2011).

Cabe ressaltar que, ainda que não tenha promovido aumento nos valores médios de resistência de união, a utilização de laser pode ser interessante inclusive como um pré tratamento para controle de sensibilidade dentinária, e não necessariamente utilizado como condicionador deste substrato.

7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados encontrados neste estudo, podemos concluir que o tratamento com laser, em dentina hipermineralizada artificialmente, previamente aos sistemas adesivos “autocondicionantes de 1 passo”, Optibond All in One (Kerr) e Universal (3M), parece ser interessante, visto que os mesmos foram estatisticamente semelhantes ao grupo controle e não mostraram diminuição preocupante da resistência de união. O condicionamento ácido previamente a esses sistemas adesivos utilizados, como tratamento de superfície, não se mostrou interessante quanto ao valor de resistência de união, sendo necessário mais estudos para avaliar o grau de benefício ou prejuízo que este tratamento poderá promover na superfície dentinária hipermineralizada artificialmente.

REFERÊNCIAS*

1. Beer F, Buchmair A, Körpert W, Marvastian L, Wernisch J, Moritz A.. Morphology of resin-dentin interfaces after Er,Cr:YSGG laser and acid etching preparation and application of different bonding systems. *Lasers Med Sci.* 2012; 27(4): 835-41.
2. Burrow, MF, Tyas MJ. Comparison of two all-in-one adhesives bonded to non-carious cervical lesions-results at 3 years. *Clin Oral Investig.* 2012; 16(4):1089-94.
3. Carvalho AO, Reis AF, Oliveira MT, Freitas PM, Aranha ACC, Eduardo CP, et al. Bond strength of adhesive systems to Er,Cr:YSGG laser-irradiated dentin. *Photomed Laser Surg.* 2011; 29(11): 747-52.
4. Castro, FL, Andrade MF, Hebling J, Lizarelli RF. Nd:YAG laser irradiation of etched/unetched dentin through an uncured two-step etch-and-rinse adhesive and its effect on microtensile bond strength. *J Adhes Dent.* 2012;14(2): 137-45.
5. Chou JC, Chen CC, Ding SJ. Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomed Laser Surg.* 2009; 27(3): 481–6.
6. Cilli R, Prakki A, Araujo PA. Evaluating a method of artificially hypermineralizing dentin to simulate natural conditions in bonding studies. *J Adhes Dent.* 2005; 7(4): 271-9.
7. Ferreira LS, Apel C, Francci C, Simoes A, Eduardo CP, Gutkecht N. Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers. *Lasers Med Sci.* 2010; 25(6): 849-54.
8. Giachetti L, Ercolani E, Bambi C, Landi D. Sclerotic dentin: aetio-pathogenetic hypotheses. *Minerva Stomatol.* 2002; 51(7-8): 285-92.
9. Goncalves SE, Araujo MA, Damiao AJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg.* 1999; 17(2): 77-85.
10. Issar R, Mazumdar D, Ranjan S, Krishna NK, Kole R, Singh P, et al. Comparative evaluation of the etching pattern of Er,Cr:YSGG & acid etching on extracted human teeth-an ESEM analysis. *J Clin Diagn Res.* 2016; 10(5): ZC01-5.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/#biblioteca/manual>

11. Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent*. 2000; 28(7): 515-28.
12. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Microtensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*. 2002; 18(5): 359-69.
13. Lin S, Pan D, Lin Q, Yin S, Chen D, Liu Q, et al. Evaluation of phase, microstructure and composition of human dentine after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Nanosci Nanotechnol*. 2011; 11(3): 2421-6.
14. Marshall Jr GW, Chang YJ, Saeki K, Gansky SA, Marshall SJ. Citric acid etching of cervical sclerotic dentin lesions: an AFM study. *J Biomed Mater Res*, 2000. 49(3): 338-44.
15. Moretto, SG, Azambuja Jr N, Arana-Chavez VE, Reis AF, Giannini M, et al. Effects of ultramorphological changes on adhesion to lased dentin-Scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. *Microsc Res Tech*. 2011; 74(8): 720-6.
16. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*. 1997; 25(5): 355-72.
17. Perdigao J, Swift Jr EJ, Denehy GE, Feel SJ, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res*. 1994; 73(1): 44-55.
18. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am*. 2007; 51(2): 333-57.
19. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005; 21(9): 864-81.
20. Piccioni MARV, Neves TPC, Kubo CS, Saad JRC, Campos EA. Effects of the Er, Cr:YSGG laser irradiation on dentin bond strength. *Laser Physics*. 2016; 26(2): 25603.
21. Proença JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MC, Aguilera FS, García-Godoy F, et al. Dentine regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dent Mater*. 2007; 23(12): 1542-8.
22. Swift Jr EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int*. 1995; 26(2): 95-110.

23. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, et al. Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent.* 2000; 2(1): 9-28.
24. Tay Fr, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent.* 2004; 32(3): 173-96.
25. Toida T, Watanabe A, Nakabayashi N. Effect of smear layer on bonding to dentin prepared with bur. *Dent Mater J.* 1995; 14:109-116.
26. Tsai YL, Nakajima M, Wang CY, Foxton RM, Lin CP, Tagmi J. Influence of etching ability of one-step self-etch adhesives on bonding to sound and non-carious cervical sclerotic dentin. *Dent Mater J.* 2011; 30(6): 941-7.
27. Uno S, Inoue H, Finger WJ, Inoue S, Sano H. Microtensile bond strength evaluation of three adhesive systems in cervical dentin cavities. *J Adhes Dent.* 2001; 3(4): 333-41.
28. Van Dijken JW. A prospective 8-year evaluation of a mild two-step self-etching adhesive and a heavily filled two-step etch-and-rinse system in non-carious cervical lesions. *Dent Mater.* 2010; 26(9): 940-6.
29. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent.* 1994; 22(3): 141-6.
30. Wang Y, Spencer P. Physiochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine. *J Dent.* 2004; 32(7): 567-79.
31. White JM, Goodis HE, Marshall Jr GW, Marshall SJ. Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. *Scanning Microsc.* 1993; 7(1): 239-45.
32. White JM, Goodis HE, Setcos JC, et al. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J Am Dent Assoc.* 1993; 124(6): 45-51.
33. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res.* 1996; 75(6): 1404-13.

ANEXO A



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Araraquara
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



CERTIFICADO

Certificamos que o projeto intitulado **"EFEITO DO PRÉ-TRATAMENTO COM LASER SOBRE A RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS AUTOCONDICIONANTES EM DENTINA HIPERMINERALIZADA ARTIFICIALMENTE"**, protocolo nº 17/2015, sob a responsabilidade do(a) **Prof(a). Dr(a). Edson Alves de Campos** – que envolve a utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica – encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle da Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela **COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA) DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA** em reunião de 16/09/2015.

Vigência do Projeto	Fevereiro/2016
Espécie/linhagem	Gado Nelore
Nº de animais	312 dentes
Peso/Idade	
Sexo	
Origem	Délbio Ximenes Verdán


Prof. Dr. PAULO SÉRGIO CERRI
 Coordenador da CEUA

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 13 de janeiro de 2017.

TAMÍRIS DA COSTA NEVES POSSETTI