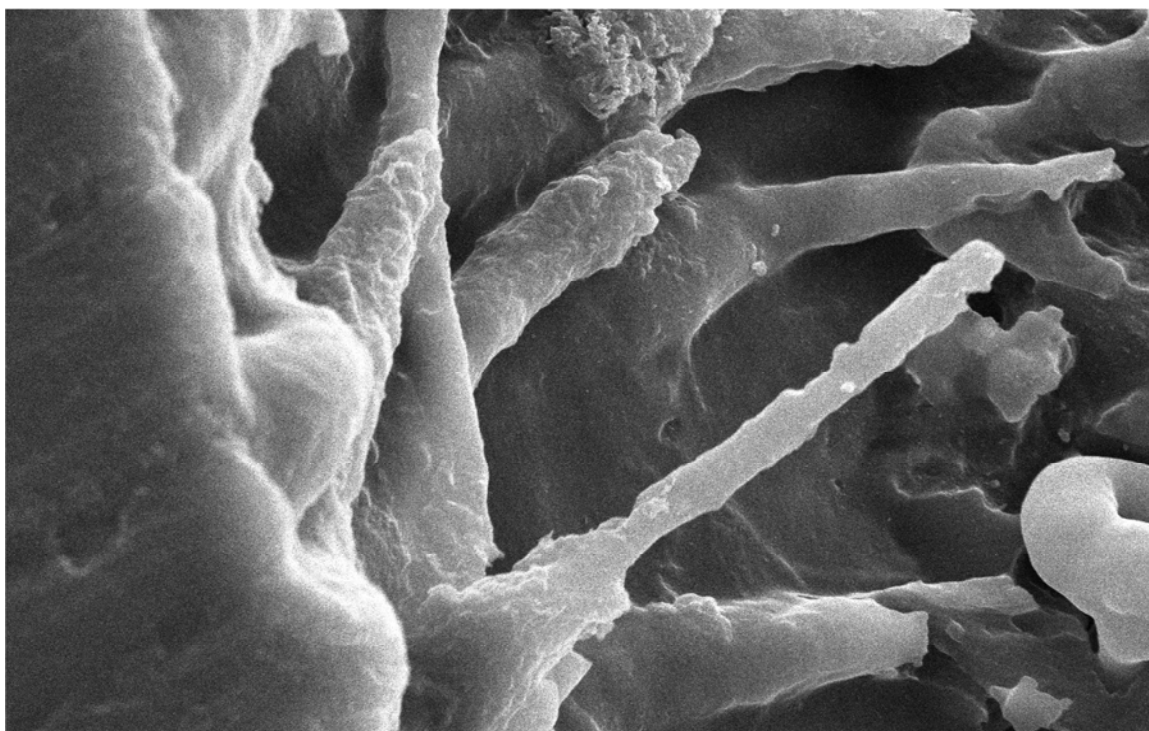




**UNESP – Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara**

MÁYRA ANDRESSA RODRIGUES VALINHOS PICCIONI

**Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas
adesivos autocondicionantes com graus de acidez
distintos: efeito de diferentes tratamentos em substrato
dentinário normal e hipermineralizado artificialmente**



**Araraquara
2014**



**UNESP – Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara**



MÁYRA ANDRESSA RODRIGUES VALINHOS PICCIONI

**Resistência de união ao microcissalhamento de sistemas
adesivos autocondicionantes com graus de acidez distintos:
efeito de diferentes tratamentos em substrato dentinário
normal e hipermineralizado artificialmente**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para a obtenção do título de Doutor em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

**Araraquara
2014**

Piccioni, Máyra Andressa Rodrigues Valinhos

Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas adesivos autocondicionantes com graus de acidez distintos: efeito de diferentes tratamentos em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente / Máyra Andressa Rodrigues Valinhos Piccioni .-- Araraquara: [s.n.], 2014.

91 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

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

MÁYRA ANDRESSA RODRIGUES VALINHOS PICCIONI

Resistência de união ao microcissalhamento de sistemas adesivos autocondicionantes com graus de acidez distintos: efeito de diferentes tratamentos em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

2º Examinador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

3º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

4º Examinador: Profa. Dra. Cristina Magnani Felício

5º Examinador: Profa. Dra. Patrícia Aleixo dos Santos

Araraquara, 30 de janeiro de 2014.

Dados curriculares

Máyra Andressa R. V. Piccioni

Nascimento	18/07/1981 – Atibaia/SP
Filiação	Mário Sérgio Cintra Valinhos Flávia Aparecida Rodrigues Valinhos
2000-2004	Curso de Graduação Universidade São Francisco - Bragança Pta./SP
2005-2007	Especialização Dentística Restauradora São Leopoldo Mandic - Campinas/SP
2008-2010	Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, nível Mestrado, Área de Dentística Restauradora, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP
2010-2014	Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Nível Doutorado, Área de Dentística Restauradora, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP

DEDICO ESSE TRABALHO...

A **Deus**, pelo dom da vida e pela constante proteção de Pai.
Agradeço por estar aqui e por todas as oportunidades de crescimento e realizações que tens designado para minha vida.

"Tudo o que a sua mão encontrar para fazer, faça-o com todo o seu coração."
(Jesus de Nazaré)

Ao **Conrado**, meu grande companheiro e incentivador marido, pelo constante apoio, companheirismo para que eu continue a cada dia na busca dos meus sonhos. "Te amo, não somente pelo que você é, mas pelo que sou quando estou contigo!"

"Amar talvez seja isso... Descobrir o que o outro fala mesmo quando ele não diz."
(Padre Fábio de Melo)

A **Iara**, minha querida filha, que faz o nosso lar mais feliz e o futuro pleno de ser vivido. Você me faz crescer, buscando ser cada dia melhor. Como é grande meu amor por você, minha jóia!

"O laço que une mãe e filho é de tão pura e imaculada força para nunca ser violado."
(Washington Irving)

Aos meus pais, **Mário e Flávia**, a quem devo minha formação humana e profissional. Compartilho com vocês os méritos dessa conquista, porque ela nos pertence!

"Os pais somente podem dar bons conselhos e indicar bons caminhos, mas a formação final do caráter de uma pessoa está em suas próprias mãos."
(Anne Frank)

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

As minhas queridas irmãs, **Monize e Mayana**, pelo apoio e incentivo.

Aos **meus familiares** pelo carinho e pela torcida dispensados em todas as
fases da minha vida.

A **família Piccioni**, obrigada pelo apoio.

A **minha mãe**, a **minha sogra Walkíria** e a **Tia Wá** por também terem me
ajudado cuidando da Iarinha.

A **Aryane**, a minha amigona de todas as horas, quem solidificou em meu
coração o verdadeiro sentido da palavra amizade.

A **Tamiris P. C. Neves** e **Cíntia S. Kubo** pelo auxílio no desenvolvimento
deste trabalho. *“O talento vence jogos, mas só o trabalho em equipe ganha
campeonatos.” Michael Jordan*

Aos meus queridos e verdadeiros amigos que sempre me incentivaram a
seguir o meu dom.

Ao meu orientador **Prof. Dr. José Roberto Cury Saad**, pelos seus ensinamentos e orientações que me fizeram crescer, pelo incentivo, pela amizade e grande confiança depositada. Admiro a sua simplicidade e flexibilidade, onde sempre tive liberdade para trocar experiências e aprender... Muito obrigada!!!

Ao meu Co-orientador, **Prof. Dr. Edson Alves de Campos**, obrigada pela disponibilidade e atenção no desenvolvimento dessa pesquisa; e por todo conhecimento transmitido com tanta paciência, humildade e conhecimento.

Sou grata por não ter medidos esforços em me ajudar, muito obrigada!!!

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP nas
pessoas de seu magnífico reitor **Prof. Dr. Julio César Durigan** e vice-
reitora **Profa. Dra. Marilza Vieira Cunha Rudge**, pela oportunidade de
propiciar-me o curso de Doutorado.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr, da Universidade
Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, representada pela **Profa. Dra.
Andréa Affonso Barreto Montadon**, e Vice-Diretora **Profa. Dra. Elaine
Maria Sgavioli Massucato**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade
de Odontologia de Araraquara – UNESP, coordenado pelo **Prof. Dr.
Osmir Batista de Oliveira Júnior** e pela vice-coordenadora **Profa. Dra.
Lidia Parsekian Martins**.

Ao Departamento de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia
de Araraquara – UNESP, representado pelo chefe de Departamento, **Prof.
Dr. Fabio Luiz Camargo Villela Berbert**, e pelo vice **Prof. Dr. Edson
Alves de Campos**.

Ao **meu orientador e co-orientador** por acreditarem nesse projeto, na
minha determinação e incentivar o seu desenvolvimento.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade** pela convivência agradável
e pelas oportunidades em exercer a docência.

A **Profa. Dra. Andrea Abi Rached Dantas** pela sua disponibilidade e atenção.

Aos **demais professores** pelos ensinamentos e contribuição em minha formação.

Aos meus colegas de Pós-Graduação pela convivência e troca de conhecimentos e experiências nessa jornada, em especial, a **Marília Regalado Galvão, Mateus Tonetto e Cíntia S. Kubo** pela amizade.

Aos professores **Dr. Luis Geraldo Vaz, Dra. Josimeri Hebling e Dr. Milton Carlos Kuga** pela disponibilidade, atenção, ensinamentos e empréstimos de equipamentos e materiais.

Aos funcionários da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, **Mara, José Alexandre e Sérgio** pela atenção e disposição em ajudar.

Aos funcionários do Departamento de Dentística **Creusa, Cida, Priscila, Wanderlei, Marinho** pela disponibilidade sempre quando solicitei.

Aos **funcionários da Biblioteca** pela atenção e paciência que sempre me receberam, auxiliando nas dúvidas.

Aos **alunos da Graduação** que me propiciaram uma aprendizagem
contínua.

A **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior –
CAPES** pela concessão de bolsa.

A **USP- Ribeirão Preto**, em especial a **Profa. Jú Faraoni**, pela
disponibilidade do laser e de toda a estrutura física para a realização de
parte da pesquisa.

A todos que de alguma maneira colaboraram para a realização deste
trabalho.

“O caminho que eu escolhi é o do amor. Não importam as dores, as angústias, nem as decepções que eu vou ter que encarar. Escolhi ser verdadeira. No meu caminho, o abraço é apertado e o aperto de mão é sincero. É só assim que eu enxergo a vida, e é só assim que eu acredito que valha a pena viver.”

Clarice Lispector

Piccioni MARV. Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas adesivos autocondicionantes com graus de acidez distintos: efeito de diferentes tratamentos em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

RESUMO

O objetivo deste trabalho, dividido em três estudos: foi avaliar a resistência de união de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes, com graus de acidez distintos, frente a diferentes tratamentos dentinários: condicionamento ácido, laser e ponta diamantada em dentina normal e hipermineralizada artificialmente. No primeiro estudo, foi realizada uma busca na literatura sobre o uso do laser Er,Cr:YSGG na Odontologia Restauradora. Nos segundo e terceiro, duzentos e vinte e quatro ($n = 224$) molares humanos hígidos foram selecionados. Os dentes tiveram seu terço oclusal seccionado com o objetivo de expor superfície dentinária plana e foram lixados para a exposição de uma superfície dentinária uniforme e “padronizada”. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em dois diferentes grupos, de acordo com o tipo de dentina: normal (N/ $n=108$) e hipermineralizada artificialmente (H/ $n=116$). O grupo H recebeu tratamento para hipermineralização e oito dentes foram selecionados aleatoriamente e observados em MEV para a confirmação do procedimento de hipermineralização. Os dentes de cada grupo foram divididos aleatoriamente em quatro diferentes subgrupos, de acordo com o sistema adesivo autocondicionante empregado: Clearfil S3 Bond e Optibond All in One – Passo único - (Artigo 2); Clearfil SE Bond e Adhese – Dois Passos – (Artigo 3). Cada subgrupo ($n=9$) recebeu diferentes tratamentos: (1) condicionamento convencional: aplicação do sistema adesivo autocondicionante segundo recomendações do fabricante; (2) condicionamento da superfície dentinária com laser Er,Cr:YSGG (Waterlase Millennium, Biolaser Technology, San Clement, CA, USA) + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante; (3) “asperização” da superfície dentinária com ponta diamantada 3098 + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante. Em seguida, matrizes transparentes cilíndricas foram posicionadas sobre cada superfície de dentina tratada com os adesivos testados e foram preenchidos com resina composta (Filtek Z350 XT - 3M ESPE) e fotoativadas por 40s. As matrizes foram removidas para expor os cilindros de resina composta. Após período de armazenagem de 24 horas em ambiente úmido a 37°C, os espécimes foram adaptados a um dispositivo para resistência de união ao microcisalhamento em uma máquina de testes universal com velocidade de travessa de 0,5 mm/min. Posteriormente, o padrão de fratura de cada espécime foi determinado. Um espécime de cada grupo foi preparado, a fim de avaliar a morfologia da interface e/ou a aparência de tags de resina em MEV. Os dados de resistência de união (μ TBS) foram analisados por Two-way ANOVA e Tukey's ($p<0,05$). Desta maneira, baseado nos resultados apresentados nos três estudos, pode-se concluir que a utilização dos adesivos autocondicionantes empregados neste estudo podem ser uma alternativa em dentina esclerótica. E o tratamento com irradiação com o laser Er,Cr:YSGG ($71,4\text{J}/\text{cm}^2$; 200mJ, $\approx 4\text{W}$, 20Hz) foi favorável a μ TBS em dentina hipermineralizada quando comparada a dentina normal.

PALAVRAS-CHAVE: Dentina; Adesivos; Laser.

Piccioni MARV. Microshear bond strength of adhesive systems with different degrees of acidity: effect of different treatments on normal and artificially hypermineralized dentin substrate [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

ABSTRACT

The aim this work, divided in three studies, was evaluate the bond strength of different adhesive systems with different degrees of acidity, to different dentinal treatments: acid etching, laser and diamond bur in normal dentin and artificially hypermineralized dentin. In the first study, it was performed a literature review on the use of the Er,Cr : YSGG in Restorative Dentistry. In the second and third, two hundred twenty-four (n = 224) human molars were selected. The teeth had their third occlusal sectioned in order to expose flat dentin surface and it were ground to expose dentin surface uniform, "standardized". The specimens were randomly divided into two groups according to the type of dentin normal (N / n = 108) and artificially hypermineralized (H / n = 116) . The group H received treatment for hypermineralization and eight teeth were randomly selected and observed by SEM to confirm the hypermineralization procedure. The teeth of each group were randomly divided into four different subgroups, according to the adhesive system used: Clearfil S³ Bond and Optibond All in One – One step- (Article 2); Clearfil SE Bond and AdheSE - Two steps - (Article 3). Each subgroup (n = 9) received different treatments: (1) conventional conditioning : application of the adhesive system according to the manufacturer's recommendations, (2) conditioning of the dentin surface with Er,Cr:YSGG laser (Waterlase Millennium Biolaser Technology, San Clement, CA, USA) + adhesive system according to the recommendations of the manufacturer, (3) " roughening " of the dentin surface with a diamond tip 3098 + adhesive system according to the recommendations of the manufacturer. Then, cylindrical transparent molds were placed on the dentin surface treated with the adhesives and were filled with composite resin (Z350 XT FiltekTM - 3M ESPE) and light-cured for 40s. The molds were removed to expose the composite resin cylinders. After a storage period of 24 hours in a humid environment at 37 °C, the samples were adjusted to a device for microshearbond strength on a universal testing machine at a speed of traverse of 0.5 mm/min. Subsequently, the fracture pattern of each specimen was determined. One sample from each group was prepared in order to evaluate the morphology of the interface and/or the appearance of the resin tags by SEM. Data microshear bond strength (μ SBS) were analyzed by two-way ANOVA and Tukey 's ($p < .05$). Thus, based on the results reported in all three studies, it can be concluded that the use of adhesives employed in this study can be an alternative to sclerotic dentin. And treatment with irradiation with the Er,Cr:YSGG (71.4 J/cm^2 ; 200mJ, $\approx 4\text{W}$, 20Hz) was favorable to μ TBS in hypermineralized dentin than compared to normal dentin.

KEYWORDS: Dentin; Adhesives; Laser

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA.....	20
2	PROPOSIÇÃO	23
3	CAPÍTULOS	
3.1	Capítulo 1 Laser Er, Cr:YSGG e Odontologia Restauradora.....	24
3.2	Capítulo 2 Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas adesivos auto condicionantes de passo único em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente	34
3.3	Capítulo 3 Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas adesivos auto condicionantes de dois passos em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente	59
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS	84
5	REFERÊNCIAS	85
6	APÊNDICE	88
7	ANEXO	93

1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

O surgimento e desenvolvimento dos sistemas adesivos modificaram a prática odontológica, possibilitando uma maior conservação da estrutura dentária remanescente sadia, tornando-se esta uma significativa conquista possibilitada pelo uso deste material. Sabe-se, no entanto, que a maioria dos procedimentos restauradores envolve, tanto o esmalte, como o substrato dentinário, os quais possuem morfologia e fisiologia diferentes. Essas diferenças acarretaram no desenvolvimento de diversos adesivos dentinários e, atualmente um novo conceito de adesão está sendo introduzido com o objetivo de eliminar a etapa do condicionamento ácido prévio da superfície a ser restaurada, empregando sistemas autocondicionantes.

Para Pashley, Carvalho¹³ tanto a permeabilidade intratubular quanto a intertubular na dentina condicionada, são indispensáveis na obtenção da penetração dos monômeros resinosos para o interior dos túbulos, bem como na rede de fibras colágenas expostas. Observaram que o uso de sistemas adesivos autocondicionantes, por serem aplicados diretamente na smear layer relativamente seca, evita certos problemas associados com o uso de passos separados para o condicionamento ácido da dentina e posterior penetração da resina. Estes sistemas autocondicionantes aumentam simultaneamente a permeabilidade dentinária, pela sua acidez intrínseca, e facilitam a penetração dos monômeros resinosos nas microporosidades produzidas na dentina. Desta maneira, estes sistemas são mais fáceis de serem utilizados que os adesivos convencionais, podendo constituir-se numa alternativa mais simplificada e eficiente. Esses são divididos em duas categorias: dois passos de aplicação (primer ácido e adesivo aplicados separadamente) e um passo (solução com ação de primer ácido/adesivo em um frasco, aplicado em uma única etapa operatória)¹⁵.

A efetividade dos sistemas adesivos autocondicionantes em dentina vem sendo evidenciada^{6,11,16-19,22,23}. Nessa nova perspectiva de adesão, não é realizado o condicionamento ácido prévio. O primer é acidificado, realizando o condicionamento, sem necessidade de lavagem, resultando em menor profundidade de desmineralização. A camada híbrida formada com esses adesivos é menos espessa, porém, a área condicionada pode ser ocupada com o adesivo, reduzindo o perigo da hidrólise da área de colágeno não-encapsulado. Os adesivos autocondicionantes são classificados em três categorias de acordo com a acidez: agressivo (pH = 0.9 -1.0), moderado (pH > 1.5) e suave (pH ≥ 2.0) de acordo com Perdigão¹⁴.

O tipo de *smear layer* produzido no substrato dental é outro fator que pode interferir na efetividade de um sistema adesivo autocondicionante. A camada de esfregação pode variar em densidade, espessura e grau de ligação ao substrato dental dependendo da técnica e instrumento usado para o preparo da cavidade^{1,5}.

Paralelo à evolução dos sistemas adesivos, no início dos anos 80 o laser começou a ser utilizado em odontologia como uma técnica inovadora. Esse tem sido usado também na odontologia restauradora na tentativa de melhorar a qualidade de adesão. Há estudos como os de Cooper et al.⁴, Pashley et al.¹², White et al.^{20,21}, de Oliveira et al.¹⁰ em 2010; Lin et al.⁸ e Beer et al.² em 2011, concluindo que a preparação com laser cria uma textura de superfície que permite previsão da qualidade da restauração sem o risco de influências negativas durante as etapas seguintes de tratamento. Enquanto, estudos de Ferreira et al.⁷, em 2010; Carvalho et al.³ e Moretto et al.⁹ em 2011 obtiveram resultados que sugeriram que a irradiação reduz a resistência de união à dentina.

Diante do exposto, na literatura não encontramos estudos que avaliaram o efeito de diferentes tratamentos dentinários, resistência de união e sistemas adesivos autocondicionantes em dentina hipermineralizada. Assim, o objetivo deste estudo foi de testar e analisar, por meio de ensaio mecânico, diferentes tratamentos dentinários sobre à resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes com diferentes graus de acidez em dentina normal e hipermineralizada.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência de união de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes, com graus de acidez distintos, frente a diferentes tratamentos dentinários: condicionamento ácido, laser Er;Cr:YSGG e ponta diamantada em dentina normal e hipermineralizada artificialmente.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Capítulo 1 Laser Er, Cr:YSGG e Odontologia Restauradora

*Artigo a ser submetido para publicação no periódico *The Journal of Contemporary Dental Practice*

Capítulo 2 Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas adesivos autocondicionantes de passo único em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente

*Artigo a ser submetido para publicação no periódico *Lasers in Medical Science*

Capítulo 3 Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente

*Artigo a ser submetido para publicação no periódico *Photomedicine and Laser Surgery*

3 CAPÍTULOS

3.1 CAPÍTULO 1

Laser Er, Cr:YSGG e Odontologia Restauradora

MARV Piccioni, TPC Neves, CS Kubo, JRC Saad, EA Campos

Máyra Andressa Rodrigues Valinhos Piccioni, Doutoranda, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Tamiris Pereira Costa Neves, Aluna de Iniciação Científica, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Cíntia Sawamura Kubo, Mestre, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

José Roberto Cury Saad, Professor, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Edson Alves de Campos, Professor, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

*Autor Correspondente: Máyra A. R. V. Piccioni, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Departamento de Odontologia Restauradora, Araraquara, SP, Brasil. Rua Humaitá, 1680, Araraquara, SP, Brasil, CEP: 14.801-903.

e-mail: mayraandressa@ig.com.br

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi buscar na literatura estudos que empregaram o uso do laser Er;Cr:YSGG. Foram selecionados alguns trabalhos de 2007-2013 com as diversas aplicações: preparo cavitário, condicionamento e efeitos de superfície deste laser na Odontologia Restauradora. Com base nessa revisão, acredita-se que maiores investigações e estudos são necessários para a aplicação dos lasers de Érbio na Odontologia Restauradora.

Palavras-Chave: Dentina, Laser Er;Cr:YSGG

INTRODUÇÃO

Lasers têm sido introduzidos na Odontologia como uma alternativa para a realização de preparos cavitários, condicionamento e dessensibilização dentinária, procedimentos em tecidos moles, hemostasia, tratamento endodôntico, entre outros¹; promovendo alterações químicas e morfológicas na superfície dental. A interação entre o laser e o tecido está relacionada com as características da radiação incidente e com as propriedades ópticas, coeficiente de absorção e composição do tecido irradiado. Assim, a quantidade de energia absorvida depende do coeficiente de absorção de cada molécula do tecido.^{2,3}

O mecanismo pelo qual o laser age no tecido mineralizado é chamado de fotoablação ou ablação foto/termomecânica, ou seja, a luz do laser é absorvida pelo tecido dental e convertida em calor. As moléculas de água entre os cristais de hidroxiapatita absorvem esta energia e são aquecidas sofrendo excitação e expansão. Ocorre em seguida, a vaporização da água e de outros compostos orgânicos hidratados do tecido. Isso resulta em um aumento da pressão interna e microexplosões conduzindo a ejeção do substrato na forma de partículas inorgânicas e uma remoção precisa do tecido irradiado.²

Lasers de érbio (Er: YAG e Er,Cr:YSGG) tem sido considerados os lasers mais aplicados na odontologia devido à grande absorção pela água e pela hidroxiapatita. O laser de Er:YAG opera no comprimento de onda de 2,94 μm , o qual coincide com “a banda de absorção” dos radicais hidroxila ($\text{OH}^\cdot$) da água; podendo promover a remoção de tecido duro dental e remoção seletiva de dentina cariada através do processo de ablação em preparos cavitários, associado à redução microbiana quando utilizado em parâmetros específicos.³

O laser Er, Cr:YSGG opera no comprimento de onda de 2,78 μm , o qual é bem absorvido pelos radicais hidroxila ($\text{OH}^\cdot$) da hidroxiapatita. Este tem a capacidade de ablacionar o tecido duro dental através de um sistema hidrocínético, que opera com um feixe pulsado e uma ponta de safira, acionada com spray de ar e água.³

Estudos tem avaliado o efeito dos lasers érbio na morfologia da superfície da dentina, e tem mostrado alterações microestruturais, com uma superfície rugosa, irregular, com aspecto de escamas, túbulos dentinários abertos e sem “*smear layer*”. Como a dentina peritubular tem mais conteúdo mineral e menos conteúdo de água, ela é menos ablacionada e apresenta a aparência de estar levemente protruída (projeções fungiformes) em relação à dentina intertubular circundante. Isso pode ser uma indicativa de que, quando utilizados com os parâmetros corretos, estes lasers podem promover uma adesão micromecânica de compósitos aos substratos dentinários.^{2,4-11} Contudo, os efeitos termomecânicos dos lasers pode se estender à subsuperfície da dentina, desnaturando o conteúdo orgânico e reduzindo a solubilidade da hidroxiapatita.¹²

O objetivo desse artigo é mostrar uma visão geral da aplicação do laser Er,Cr:YSGG na resistência de união ao substrato dentinário.

REVISÃO DE LITERATURA

Ekworapoj et al.¹³, em 2007, avaliaram o efeito do condicionamento de dentina na resistência de união do cimento de ionômero de vidro (CIV) pelo laser Er, Cr: YSGG comparado a dentina preparada convencionalmente pela broca. Concluíram que o laser por si só não aumentou a resistência de união entre o CIV e a dentina. No entanto, a dentina irradiada, em combinação com a aplicação de um agente condicionante apresentou maior resistência de união. Contudo, Garbui et al.¹¹ em 2013, avaliaram o condicionamento da dentina com o laser Er, Cr: YSGG em diferentes potências: 0.5 W, 20 Hz, 25 mJ, 9 J/cm²; 1.0 W, 20 Hz, 50 mJ, 18 J/cm²; 1.5 W, 20 Hz, 75 mJ, 27 J/cm² e com o ácido poliacrílico (líquido CIV) e revelaram que a irradiação com o laser na potência média de 0.5W provou ser o mais apropriado para o condicionamento da dentina antes da aplicação do CIV.

A superfície de dentina preparada com o laser Er, Cr: YSGG e condicionada com o mesmo (1,25 ou 3 W) foi capaz de proporcionar resistência de união à dentina aumentada, dependendo do adesivo utilizado.¹⁴ O adesivo Single Bond proporcionou maior resistência de união na dentina não irradiada, enquanto o Clearfil SE Bond foi o melhor sistema adesivo para ser utilizado em dentina irradiada com o laser de Er,Cr:YSGG (0,25 W, 20Hz, 2,8J/cm², 12,5 mJ).¹⁵

Oliveira et al.¹⁶, em 2010, citam que mudanças morfológicas, na composição, e fase, tais como perda de carbonato, formação de cristais modificados de hidroxiapatita, superfície rugosa mais ácido-resistente, com túbulos dentinários abertos, sem formação de camada de esfregaço são observadas nas superfícies irradiadas por laser.

O efeito de diferentes tempos de condicionamento (15 s, 30 s e 60 s) com ácido fosfórico a 35% na resistência à tração do sistema adesivo Single Bond à dentina tratada com laser de Er: YAG e Er, Cr: YSGG foi avaliado. Os autores concluíram que a

irradiação na dentina, por ambos os lasers, enfraqueceu a resistência de união e o aumento no tempo do condicionamento ácido também não foi capaz de aumentar a resistência de união deste adesivo na dentina irradiada.¹⁷ Já, outros revelaram que a irradiação do laser Er, Cr: YSGG afetou negativamente a adesão de resina à dentina, mas o condicionamento prévio a irradiação do laser aumentou a força de resistência à tração sendo tão elevada como a broca/condicionamento⁸. Adicionalmente, em análise morfológica da interface dentina-resina, autores afirmaram que o condicionamento com ácido após o preparo com o laser Er, Cr: YSGG é recomendado.¹

Lin et al.¹⁸, em 2011, avaliaram a fase, microestrutura e composição da dentina humana após a irradiação com o laser Er, Cr: YSGG. Concluíram que Er, Cr: YSGG não influenciou significativamente a estrutura da fase inorgânica da camada superficial da dentina, no entanto, a ablação térmica ocorreu no componente orgânico. Além disso, a superfície áspera ablacionada, bem como a abertura dos túbulos dentinários induzida pela irradiação, pode ser vantajoso para a infiltração de materiais adesivos, reforçando a adesão da restauração. Novos estudos devem se concentrar sobre a correlação entre a resistência de união e dentina irradiada por Er, Cr: YSGG.

Beer et al.¹⁹, também em 2011, tiveram como objetivo mostrar as modificações na ultraestrutura da morfologia da superfície dentinária após diferentes tratamentos de superfície. Os grupos foram divididos em: G1- Laser Er,Cr:YSGG, G2 – Condicionamento com ácido fosfórico 36%, G3 – Er,Cr:YSGG + condicionamento com ácido fosfórico 36%. E cada grupo foi subdividido de acordo com o sistema adesivo aplicado: Excite, Scotchbond e Syntac. O sistema autocondicionante mostrou o mais alto e os valores de cisalhamento mais constantes em todos os três grupos principais, permitindo assim que o condicionamento com ácido fosfórico após a preparação com laser pode ser evitado. Assim, concluíram que a preparação com laser cria uma textura

de superfície que permite previsão da qualidade da restauração sem o risco de influências negativas durante as etapas seguintes de tratamento.

Malkoc et al.²⁰, em 2011, avaliaram o conteúdo mineral da dentina preparada com 4 parâmetros diferentes do laser Er, Cr:YSGG (1,5 W e 75 mJ, 2,25 W e 112,5 mJ, 3,0 W e 150 mJ, 3,5 W e 175 mJ) e constataram que não houve diferenças significativas entre os grupos e que o laser não afetou os níveis de cálcio, fosfato e sódio e nem a proporção cálcio-fósforo.

Carvalho et al.⁹, em 2011, avaliaram os efeitos do laser Er, Cr:YSGG e diferentes procedimentos adesivos na resistência de união dos sistemas adesivos Single Bond Plus e Clearfil SE Bond. Os resultados sugeriram que a irradiação pelo Er, Cr:YSGG reduziu a resistência de união à dentina para ambos os sistemas empregados. Comparando os dois adesivos, Clearfil SE Bond pareceu ser menos afetado pela irradiação do laser do que Single Bond Plus.

Ansari et al.²¹, 2012, avaliaram o preparo com broca seguido do condicionamento da dentina com laser Er, Cr: YSGG (1W, 55% de água e 65 % ar) ou ácido fosfórico à 37%, e obtiveram maiores valores para o ácido fosfórico.

Shahabi et al.²², 2013, avaliaram o efeito dos lasers Er: YAG e Er, Cr: YSGG na resistência à tração de resina composta à dentina em comparação com cavidades preparadas com brocas, concluindo que os “lasers de Erbium” podem ser um dispositivo alternativo na Odontologia Restauradora.

Ramos et al.²³, 2013 avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície (Broca, laser Er:YAG e laser Er,Cr:YSGG) em dentina erodida na resistência de união a microtração. Concluíram que o tratamento da superfície com o laser Er,Cr:YSGG (1,5W/4,5J/cm², 50 mJ/30Hz/140µs) antes da aplicação do sistema Clearfil SE Bond

aumentou significativamente a adesão a dentina erodida quando comparado ao tratamento convencional (broca).

DISCUSSÃO

A adesão aos tecidos dentais tem grande importância na Odontologia Restauradora por conseguir restabelecer função e estética, associada à preservação da estrutura dental. As pontas diamantadas ainda são consideradas os instrumentos mais comuns utilizados na cavidade bucal, devido ao custo, acesso e simplicidade na sua utilização.

Porém, paralelo à evolução dos sistemas adesivos, outras tendências estão aparecendo na tentativa de melhorar a qualidade de adesão, como, por exemplo, o uso de várias formas de energia à laser: Er:YAG e Er, CR:YSGG.^{1-3, 8-24} A irradiação com laser envolve perda mínima de tecido dental, sem vibração e calor, diminuindo a necessidade de anestesia local e aumentando o conforto do paciente, tornando-o mais atrativo quando comparado aos instrumentos rotatórios.²⁴

Achados contraditórios sobre a efetividade da adesão ao substrato previamente irradiado têm sido reportado na literatura científica²³, corroborando com o que foi encontrado nessa revisão. Enquanto alguns^{8,9,12,17} avaliaram os efeitos do laser e diferentes procedimentos adesivos na resistência de união à dentina obtendo resultados que a irradiação reduziu a resistência de união à dentina. Outros^{14,15,22,23} obtiveram resultados cuja irradiação aumentou a resistência de união à dentina.

CONCLUSÃO

Com base nessa revisão, acredita-se que maiores investigações e estudos são necessários para a aplicação dos lasers de Érbio na Odontologia Restauradora. Isso nos revela que essa contradição nos trabalhos citados provavelmente possa ser devido à falta

de padronização e a utilização de diferentes parâmetros, metodologias, substratos e sistemas adesivos, o que requer grande atenção e cuidado ao comparar trabalhos.

REFERÊNCIAS

1. Öznurhan F & Ölmez A. Morphological Analysis of the Resin–Dentin Interface in Cavities Prepared with Er,Cr:YSGG Laser or Bur in Primary Teeth. *Photomed Laser Surg.* 2013; 31(8):386-391.
2. Esteves- Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha ACC, Eduardo CP, Gutknecht N. Bond Strength of Self-Etching Primer to Bur Cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG Lased Dental Surfaces. *Photomed Laser Surg.* 2007; 25(5):373-380.
3. Colucci V, do Amaral FL, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona AS, Water flow on erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation: effects on dental tissues. *Lasers Med Sci.* 2009; 24(5):811-818.
4. Cooper LF, Myers ML, Nelson DG, Mowery AS. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J Prosthet Dent.* 1988; 60(1):45-49.
5. Pashley EL, Horner JA, Liu M, Kim S, Pashley DH. Effects of CO² laser energy on dentin permeability. *J Endod.* 1992; 18(6):257-262.
6. White JM, Goodis HE, Marshall GW Jr, 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):239-245.
7. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle S, Hulscher BE, Rose CL. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J Am Dent Assoc.* 1993; 124(7):45-51.
8. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, Lan WH. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dent Mater.* 2007; 23(5):570-578.
9. Carvalho AO, Reis AF, Oliveira MT, Freitas PM, Aranha ACC, Eduardo CP, Giannini. Bond Strength of Adhesive Systems to Er,Cr:YSGG Laser-Irradiated Dentin. *Photomed Laser Surg.* 2011; 29(11):747-752.
10. 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):481-486.
11. Garbui BU, Azevedo CS, Zezell DM, Aranha ACC, Matos AB. Er,Cr:YSGG Laser Dentine Conditioning Improves Adhesion of a Glass Ionomer Cement. *Photomed Laser Surg.* 2013; 31(9):453-460.
12. Moretto, S.G., 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.
13. Ekworapoj P, Sidhu SK, McCabe JF. Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers Med Sci.* 2007; 22(3):175-182.
14. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Gorucu J, Alpaslan T, Yazici E, Gutknecht N. Shear Bond Strength of Composite Bonded to Er,Cr:YSGG Laser-Prepared Dentin. *Photomed Laser Surg.* 2008; 26(5):495-500.
15. Botta SB, da Ana PA, Zezell DM, Powers JM, Matos AB. Adhesion after erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser application at three diferente irradiation conditions. *Lasers Med Sci.* 2009; 24(1):67-73.
16. Oliveira MT, Arrais CA, Aranha AC, de Paula Eduardo C, Miyake K, Rueggeberg FA, Giannini M. Micromorphology of resin-dentin interfaces using one-bottle etch&rinse and self-etching adhesive systems on laser-treated dentin

- surfaces: a confocal laser scanning microscope analysis. *Lasers Surg Med.* 2010;42(6):662-670.
17. Ferreira LS, Apel C, Francci C, Simoes A, Eduardo CP, Gutknecht N. Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers. *Lasers Med Sci.* 2010; 25(6):849-854.
 18. Lin S, Pan D, Lin Q, Yin S, Chen D, Liu Q, Yu L, Lin Z. Evaluation of phase, microstructure and composition of human dentine after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Nanosci Nanotechnol.* 2011; 11(3):2421-2426.
 19. 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):835-841.
 20. Malkoc MA, Tasdemir ST, Ozturk AN, Ozturk B, Berk G. Effects of laser and acid etching and air abrasion on mineral content of dentin. *Lasers Med Sci.* 2011; 26(1):21-27.
 21. Ansari ZJ, Fekrazad R, Feizi S, Younessian F, Kalhori KAM, Gutknecht N. The effect of an Er,Cr:YSGG laser on the micro-shear bond strength of composite to the enamel and dentin of human permanent teeth. *Lasers Med Sci.* 2012; 27(4):761-765.
 22. Shahabi S, Chiniforush N, Bahramian H, Monzavi A, Baghalian A, Kharazifard MJ. The effect of erbium family laser on tensile bond strength of composite to dentin in comparison with conventional method. *Lasers Med Sci.* 2013; 28(1):139-142.
 23. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, Freitas PM, Azambuja Jr N, Esteves-Oliveira M, Gutknecht N, Eduardo CP. Effects of Er:YAG and Er,Cr: YSGG laser irradiation on the adhesion to eroded dentin. *Lasers Med Sci.* 2013; DOI: 10.1007/s10103-013-1321-6.
 24. Zhang S, Chen T, Ge LH. Scanning electron microscopy study of cavity preparation in deciduous teeth using the Er:YAG laser with different powers. *Lasers Med Sci.* 2012; 27(1):141-144.

3.2 CAPÍTULO 2

Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas adesivos autocondicionantes de passo único em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente

MARV Piccioni, TPC Neves, CS Kubo, JRC Saad, EA Campos

Máyra Andressa Rodrigues Valinhos Piccioni, Doutoranda, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Tamiris Pereira Costa Neves, Aluna de Iniciação Científica, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Cíntia Sawamura Kubo, Mestre, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

José Roberto Cury Saad, Professor, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Edson Alves de Campos, Professor, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

*Autor Correspondente: Máyla A. R. V. Piccioni, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Departamento de Odontologia Restauradora, Araraquara, SP, Brasil. Rua Humaitá, 1680, Araraquara, SP, Brasil, CEP: 14.801-903.

e-mail: mayraandressa@ig.com.br

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes de passo único, frente a diferentes tratamentos dentinários: condicionamento ácido, laser e ponta diamantada em dentina normal e hipermineralizada artificialmente. Cento e doze ($n=112$) molares humanos hígidos foram selecionados. Os dentes tiveram seu terço oclusal seccionado com o objetivo de expor superfície dentinária plana e foram lixados para a exposição de uma superfície dentinária uniforme e “padronizada”. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em dois diferentes grupos, de acordo com o tipo de dentina: normal ($N/n=54$) e hipermineralizada artificialmente ($H/n=58$). O grupo H recebeu tratamento para hipermineralização e quatro dentes foram selecionados aleatoriamente e observados em MEV para a confirmação do procedimento de hipermineralização. Os dentes de cada grupo foram divididos aleatoriamente em dois diferentes subgrupos, de acordo com o sistema adesivo autocondicionante empregado: Clearfil S³ Bond e Optibond All in One. Cada subgrupo ($n=9$) recebeu diferentes tratamentos: (1) condicionamento convencional: aplicação do sistema adesivo autocondicionante segundo recomendações do fabricante; (2) condicionamento da superfície dentinária com laser Er,Cr:YSGG (Waterlase Millennium, Biolaser Technology, San Clement, CA, USA) + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante; (3) “asperização” da superfície dentinária com ponta diamantada 3098 (KG Diamond/ Sorensen) + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante. Em seguida, matrizes transparentes cilíndricas foram posicionadas sobre cada superfície de dentina tratada com os adesivos testados e foram preenchidos com resina composta (Filtek Z350 XT - 3M ESPE) e fotoativadas por 40s. As matrizes foram removidas para expor os cilindros de resina composta. Após período de armazenagem de 24 horas em ambiente úmido a 37°C

($\pm 1^{\circ}\text{C}$), os espécimes foram adaptados a um dispositivo para resistência de união ao microcisalhamento em uma máquina de testes universal com velocidade de travessa de 0,5 mm/min. Posteriormente, o padrão de fratura de cada espécime foi determinado. Um espécime de cada grupo foi preparado, a fim de avaliar a morfologia da interface e/ou a aparência de *tags* de resina em MEV. Os dados de resistência de união (μSBS) foram analisados por Two-way ANOVA e Tukey's ($p < 0,05$). Em dentina hipermineralizada, não houve diferença estatística significativa entre todos os tratamentos empregados. Assim, há a opção da utilização dos adesivos autocondicionantes de passo único empregados neste estudo em dentina esclerótica.

Palavras-Chave: Dentina, Adesivo de Passo Único, Laser

Introdução

O aprimoramento da medicina e das demais áreas da saúde propiciou um aumento na expectativa de vida e qualidade de vida da população, permitindo uma maior conservação dos dentes na cavidade bucal. Dessa forma, podemos supor que o número de pessoas que expõem seus dentes a um maior período de tempo a fatores etiológicos relacionados à perda progressiva e não cariosa das estruturas dentais também tem aumentado.

A dentina, como um tecido vivo, responde a estímulos externos alterando sua ultraestrutura e constituição. Esses estímulos podem ser de natureza bacteriana, química, mecânica, ou podem ser associados. A formação dessa dentina pode ser devido a uma resposta fisiológica ou patológica. A fisiológica advém dos constantes estímulos que o dente sofre durante a vida, enquanto os patológicos são provenientes de lesões estimulantes, como atrição, abrasão, abfração, erosão, cárie crônica, materiais restauradores, ou ainda a associação desses [1].

A influência dos mesmos resulta em um substrato dentinário diferenciado. A deposição mineral extra induz a formação de um substrato hipermineralizado, comumente denominado esclerótico ou transparente. Esse apresenta não apenas uma dentina peritubular mais mineralizada do que a dentina intertubular [5], mas também precipitação e deposição de cristais de fosfato de cálcio ou mesmo hidroxiapatita no interior do túbulo, da ponta do processo odontoblástico em direção à base [2,3]; resultando em maior resistência à solução ácida [4].

Adesivos autocondicionantes de passo único têm sido desenvolvidos com o intuito de simplificar os procedimentos de união por meio da redução da sensibilidade da técnica, da variabilidade profissional e do tempo de aplicação clínica [5]. Sistemas adesivos autocondicionantes com capacidade ácida mais forte podem ser vantajosos em aderir a lesões escleróticas. Segundo Perdigão [6] são classificados em três categorias de acordo com a acidez: agressivo ($\text{pH} = 0.9 - 1.0$), moderado ($\text{pH} > 1.5$) e suave ($\text{pH} \geq 2.0$).

Na tentativa de melhorar a qualidade adesiva nesse tipo de substrato, alguns estudos têm avaliado o uso do laser. Enquanto, alguns mostram que a superfície áspera ablacionada, bem como a abertura dos túbulos dentinários induzida pela irradiação, pode ser vantajoso para a infiltração de materiais adesivos, reforçando a adesão da restauração,[7-10] outros estudos [11,12] revelam que a irradiação reduz a resistência de união à dentina.

Visto na literatura, observa-se que há controvérsias e poucos estudos que avaliaram o efeito de diferentes tratamentos dentinários, resistência de união e sistema adesivo autocondicionante de passo único em dentina esclerótica, justifica-se a realização de mais estudos com essas variáveis simultaneamente.

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes de passo único, com graus de acidez distintos, frente ao efeito de diferentes tratamentos em dentina normal e hipermineralizada artificialmente.

Material e métodos

Preparo da superfície dentinária

Neste estudo foram utilizados molares humanos extraídos, isentos de cárie e trincas. Após limpeza, foram mantidos em solução de timol 0,1% a 4°C até o momento de sua utilização.

Superfícies planas de dentina foram obtidas por meio de desgaste da metade da altura da coroa, com exposição da dentina média-coronal [13], equipada com lixas de carbeto de silício de granulação 320, em velocidade de 500 rpm e refrigeração constante para padronizar a smear layer sobre estas superfícies. Os dentes foram então submersos em cuba ultrassônica durante 1 minuto para remover o excesso de debris, sendo então lavados [14]. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em dois diferentes grupos, de acordo com o tipo de dentina: normal (N/ n =54) e hipermineralizada artificialmente (H/ n =58).

Procedimento de hipermineralização artificial

O grupo H recebeu tratamento para hipermineralização da superfície dentinária proposto pelos autores [13,15,16]. Para esse processo, uma 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 M de cloreto de potássio foi preparada. 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 imersos em solução mineralizante e mantidos em temperatura ambiente. A solução foi renovada a

cada 24 horas por 14 dias, e permaneceu em constante agitação por meio de um agitador magnético (NT151, Kline; Novatécnica-Brasil). O pH (≈ 7.0) também foi checado diariamente através de um pHmetro (Medidor de Íons; Q400ISE; Quimis - Brasil)- (Figura A 1 - Apêndice). Ao término dos 14 dias, a superfície dentinária foi considerada hipermineralizada para posteriores procedimentos. Quatro espécimes foram selecionados aleatoriamente e observado em MEV para a confirmação do procedimento de hipermineralização. A deposição de cristais nos túbulos dentinários associado ao aumento na dentina peritubular, evidenciam a efetividade do procedimento hipermineralizador para simular dentina esclerótica (Figura A 2- Apêndice).

Tratamento de superfície:

Cada grupo: dentina normal (N/n=54) e dentina hipermineralizada artificialmente (H/n=54) foi dividido em subgrupos de acordo com os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único empregados e com o tipo de tratamento do substrato dentinário. Oito espécimes (n=8) por grupo foram utilizados para o ensaio de resistência de união ao microcisalhamento e um (n=1) espécime para observação da interface adesiva.

- **Condicionamento convencional** - aplicação do sistema adesivo Clearfil S³ Bond (Kuraray) – SUAVE e Optibond All in One (Kerr) – MODERADO, segundo recomendações do fabricante (Anexo-Quadro 1).
- **Condicionamento da superfície dentinária com laser + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante:**

O laser Er,Cr:YSGG (Waterlase Millennium, Biolaser Technology, San Clement, CA, USA) com comprimento de onda de 2780 nm foi utilizado (Figura A 3 - Apêndice). Os parâmetros foram: taxa de repetição (Hz) = 20; energia por pulso (mJ) =

200; média da potência (W) ≈ 4 ; densidade de energia (J/cm^2) = 71,4 [11]. A dentina foi uniformemente e perpendicularmente irradiada com uma ponta MZ6 (6mm) posicionada a 1 mm (modo focado) a partir da superfície da dentina por 30 segundos, longitudinalmente. Refrigeração com água foi utilizada constantemente durante a irradiação, com um spray de água-ar (75% e 65%, respectivamente). Em seguida, a aplicação do sistema adesivo foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante, como descrito anteriormente (condicionamento convencional).

- **Remoção da superfície dentinária com broca + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante:**

A ponta diamantada 3098 (Diamond-KG/Sorensen) em alta velocidade e refrigeração com água através do Konzept 1:5 (Contra Ângulo Multiplicador – KAVO) [17] foi utilizada. A ponta foi posicionada perpendicularmente e a superfície da dentina foi asperizada por 15 segundos e em seguida, foi realizada a aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante, como descrito anteriormente (condicionamento convencional).

Delimitação da área adesiva e procedimento adesivo

A delimitação da área adesiva foi realizada segundo Shimaoka et al. (Figuras A 4, 5 e 6 – Apêndice) [18]. Quatro matrizes transparentes cilíndricas foram posicionadas sobre cada superfície de dentina de forma que seu diâmetro interno coincidisse com a perfuração da fita. Após o posicionamento dos tubos, o sistema adesivo utilizado foi aplicado e fotopolimerizado. A seguir os tubos tiveram seu volume interno preenchido com uma resina composta (Z-350 XT - 3M/ESPE) e cada cilindro foi fotoativado por 40 s com um aparelho fotopolimerizador (LED Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein), que foi aferido quanto à intensidade de luz com radiômetro.

Ensaio de resistência de união ao microcisalhamento

Após 24 horas de armazenamento em um “ambiente úmido” à 37°C ($\pm 1^\circ\text{C}$) os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de microcisalhamento. Estes foram adaptados a um dispositivo acoplado a máquina de ensaios universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 100 Kgf. O carregamento foi realizado com velocidade de travessa de 0,5 mm/min até a fratura dos espécimes (Figura A 7-Apêndice) [18]. Após o teste de microcisalhamento, o padrão de fratura de cada espécime foi determinado com auxílio de uma lupa estereoscópica (SZX7, Olympus, SP, Brazil) com aumento de aproximadamente 30x e as mesmas foram classificadas como adesivas, coesivas ou mistas.

Microscopia eletrônica de varredura

A fim de avaliar a presença de interface e/ou a aparência de *tags* de resina, foi realizada uma restauração (Z-350 XT - 3M/ESPE) - (n=1 de cada grupo). Em seguida o dente foi seccionado ao meio no sentido mesio-distal (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA). Cada seção foi polida com lixa de carbeto de silício com granulação 1200 a fim de planificar a superfície. Os espécimes foram ultra-sonicamente limpos, em água por 3 minutos, para remover detritos provenientes do “lixamento”. A superfície polida foi, em seguida, submetida a 0,5 min de 6 N HCl, lavados com água, seguidos por aplicação de NaOCl a 2,5% por 10 minutos e novamente lavados e secos com ar. Este procedimento parcialmente desmineraliza e desproteiniza o substrato do dente, permitindo que os *tags* de resina e a camada híbrida possam ser observados. Impressões de silicone de adição (Elite HD+ - Regular Body, Zhermack) foram tomadas e posteriormente, foram obtidas réplicas em resina epóxi (Epofix, Stuers, Rodovre, Dinamarca). Em seguida, as réplicas foram montadas em plataformas de alumínio, e levadas ao metalizador para receberem cobertura de ouro. Os espécimes foram

examinados em microscopia eletrônica de varredura (JSM 6400v, JEOL Co.,Tokyo, Japan) com uma variedade de ampliações (Figura A 8 - Apêndice) [19-21].

Análise Estatística

Cento e oito espécimes foram utilizados. Dois fatores de variação foram considerados: substrato (dentina normal e dentina hipermineralizada) e tipos de tratamento da superfície (controle, broca e laser Er,Cr:YSGG). Shapiro-Wilk confirmou distribuição normal de todos os grupos. Os dados de resistência de união (μ SBS) foram analisados por Two-way ANOVA e Tukey's ($p < 0,05$) utilizando o software (GraphPad Prism 6.0).

Resultados

Resistência de união ao microcisalhamento

Two-Way ANOVA para a resistência de união (MPa) dos sistemas adesivos autocondicionantes de passo único (Clearfil S³ Bond e Optibond All in One) são mostrados nas tabelas 1 e 3. Os dados de μ SBS como média/desvio-padrão e comparações entre os grupos se encontram nas tabelas 2 e 4.

Em dentina hipermineralizada, para ambos os adesivos, não houve diferença estatística entre os tratamentos aplicados. Em dentina normal, para o sistema adesivo Clearfil S³ Bond, o tratamento com broca apresentou o maior valor de μ SBS quando comparado ao controle e laser. O tratamento com laser apresentou menores valores de μ SBS para ambos os adesivos. Quando comparados os substratos, para ambos os sistemas adesivos, o laser apresentou maiores valores de μ SBS em dentina hipermineralizada.

Análise de fratura

Foram observadas fraturas predominantemente adesivas para todas as situações (Tabelas 5 e 6).

MEV

É possível observar pequenos *tags* de resina espalhados em ambos os substratos dentinários no grupo controle, em maior quantidade na dentina hipermineralizada, para ambos os adesivos. Para o tratamento com broca observa-se uma fina camada híbrida em ambos os substratos, sem a presença de *tags*. Foi observada uma camada difusa quando houve tratamento com o laser associado com a formação de *tags* (Ilustrações – Págs. 50-55).

Discussão

O aumento na ocorrência de dentina esclerótica combinada com poucos estudos de adesão neste substrato e os possíveis benefícios de tratamentos nos levou a realizar este estudo in vitro.

Neste estudo, a aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante foi considerada como grupo controle. A utilização da broca foi considerada como tratamento convencional uma vez que consiste no instrumento mais utilizado na cavidade oral. O laser Er;Cr:YSGG foi recentemente introduzido na Odontologia e a proposta de “condicionamento” foi estudada, uma vez que ainda é pouco conhecido os seus efeitos em dentina hipermineralizada. Os parâmetros de irradiação utilizados foram semelhantes aos reportados por Ferreira et al. [11], onde apenas houve aumento no tempo de condicionamento uma vez que a área a qual irradiamos foi maior.

A dentina hipermineralizada mostrou-se sem *smear layer*, com precipitação e deposição de cristais de fosfato de cálcio no interior dos túbulos associado à presença destes sobre a superfície. A dentina preparada com broca mostrou uma *smear layer* obliterando a entrada dos túbulos dentinários, enquanto a irradiada apresentou uma superfície rugosa, irregular, com aspecto de escamas, túbulos dentinários abertos e sem

smear layer. Essas características corroboraram com outros estudos da literatura, sugerindo uma morfologia microrretentiva favorável à adesão [22-29].

Em dentina normal, para o sistema adesivo Clearfil S³ Bond, o tratamento com ponta diamantada apresentou o maior valor de μ TBS, isso pode ser justificado devido à *smear layer* criada pelo preparo com ponta, no qual *smear plugs* nos túbulos são utilizados nas técnicas self-etch como substrato de adesão, podendo criar resistência de união mais elevada [30]. Adicionalmente, o aumento na rugosidade superficial pode ter aumentado a superfície dentinária, permitindo melhor contato entre o substrato e o adesivo [17].

Alguns pesquisadores têm relatado que a resistência de união à dentina esclerótica é menor que a dentina normal [31-34]. Em contrapartida, há estudos como o de Burrow et al. [35], 2011 e van Dijken [36], 2010 que avaliaram a performance clínica de adesivos autocondicionantes, os quais apresentaram retenção clínica aceitável à dentina esclerótica.

A reduzida eficácia de adesão em dentina esclerótica é atribuída a uma combinação de fatores, incluindo a obliteração dos túbulos dentinários com *casts* escleróticos, a presença de uma camada hipermineralizada ácido-resistente [37] e a substituição de uma dentina intertubular rica em colágeno por dentina peritubular mineralizada.

Neste estudo, o laser apresentou maiores valores de μ SBS em dentina hipermineralizada quando comparada à dentina normal. Lasers de érbio tem comprimentos de onda com ótima absorção da hidroxiapatita e água, permitindo que o fenômeno de ablação ocorra. Este consiste na vaporização da água presente nos tecidos, ocorrendo microexplosões e gerando microretenções associado à remoção da parte orgânica e inorgânica do esmalte e dentina. Adicionalmente, há a formação de projeções

fungiformes, remoção da *smear layer* e abertura dos túbulos dentinários, ou até mesmo fusão da dentina, o que pode ter favorecido a adesão mecânica [23-26].

Outra hipótese é o efeito hidrocínético baseado na grande absorção da energia do laser por finas gotas de água, resultando em uma violenta microexpansão, porém controlada, a qual induz forte força mecânica sobre a superfície do tecido alvo. Como resultado, as forças hidrocínéticas produzem uma separação mecânica da superfície do tecido calcificado, resultando em uma rápida remoção de tecido [38].

Assim, pode-se sugerir que a energia depositada sobre a superfície foi capaz de alterar a camada de dentina modificada pela hipermineralização exibindo uma superfície mais favorável para adesão corroborando com os achados de Ramos et al. [39], sem afetar negativamente a adesão como reportado por outros autores [11,40,41]. É importante notar que comparações diretas entre os estudos não é possível, uma vez que os parâmetros dos lasers aplicados são diferentes bem como os substratos.

Não houve diferença estatística significativa de μ SBS entre os tratamentos aplicados em dentina hipermineralizada. Alguns autores especulam que a preservação da hidroxiapatita na camada híbrida submicrométrica pode servir como receptor para interação química adicional, visto que esses monômeros ácidos à base de fosfato, como MDP (10-metacrilóiloxidecil diidrogênio fosfato), 4-META (4-metacriloxi etil trimelitato), GPD (dimetacrilato fosfato glicerol) têm um potencial de adesão ao cálcio da hidroxiapatita residual. Visto que os adesivos empregados são suave e moderado, alguns remanescentes de cristais de hidroxiapatita são ligados ao colágeno e estão disponíveis para interagir com o monômero que se infiltra na região [42,43].

A prevalência de falhas adesivas foi observada em todos os grupos, demonstrando que o teste foi capaz de mensurar adequadamente a resistência de união. Entretanto, houve algumas falhas coesivas em dentina e mistas, sugerindo a existência

de microfissuras na subsuperfície, que não foram completamente infiltradas pelo adesivo, criando uma zona fraca abaixo da interface [44], onde pode-se afirmar que a resistência de união não foi registrada, mas sim a resistência coesiva do material ou dente.

Conclusão

Com as limitações deste estudo in vitro e considerando os parâmetros selecionados para irradiação da dentina, foi possível concluir que o tratamento com irradiação com o laser Er,Cr:YSGG ($71,4\text{J}/\text{cm}^2$; 200mJ, $\approx 4\text{W}$, 20Hz) foi favorável a μTBS em dentina hipermineralizada quando comparada a dentina normal. Em dentina hipermineralizada, não houve diferença estatística significativa entre todos os tratamentos empregados. Quando comparados os substratos, os grupos controle e broca não apresentaram diferença estatística; o que nos revela a opção da utilização dos adesivos autocondicionantes de passo único empregados neste estudo em dentina esclerótica. Porém, maiores investigações devem ser realizadas.

Referências

1. Marshall GW Jr, Chang YJ, Saeki K, Gansky SA, Marshall SJ (2000) Citric acid etching of cervical sclerotic dentin lesions: an AFM study *J Biomed Mater Res* 49(3):338-344
2. Giachetti L, Ercolani E, Bambi C, Landi D (2002) Sclerotic dentin: aetiopathogenetic hypotheses]. *Minerva Stomatol* 51(7-8):285-292
3. Swift EJ Jr, Perdigao J, Heymann HO (1995) Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art *Quintessence Int* 26(2):95-110
4. Tsai YL, Nakajima M, Wang CY, Foxton RM, Lin CP, Tagami J (2011) Influence of etching ability of one-step self-etch adhesives on bonding to sound and non-caries cervical sclerotic dentin. *Dent Mater J* 30(3):941-947
5. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 21(9):864-881
6. Perdigao J (2007) New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am* 51(2):333-57, viii
7. Lin S, Pan D, Lin Q, Yin S, Chen D, Liu Q, Yu L, Lin Z (2011) Evaluation of phase, microstructure and composition of human dentine after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Nanosci Nanotechnol* 11(3):2421-2426
8. Beer F, Buchmair A, Körpert W, Marvastian L, Wernisch J, Moritz A (2012) Morphology of resin-dentin interfaces after Er,Cr:YSGG laser and acid etching preparation and application of different bonding systems. *Lasers Med Sci* 27(4):835-841
9. Li, Z.M., L.H. Qiu, and H.Y. Sun (2009) [Effect of pulse Nd:YAG laser on micro-tensile bond strength of non-caries sclerotic dentin to resin]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 18(4):346-349
10. Jin XC, Tan JG, Zhang GR, Yu H (2009) [Ultrastructural study of sclerotic dentin surface following the application of the Er, Cr: YSGG laser]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 44(3):159-161
11. Ferreira LS, Apel C, Francci C, Simoes A, Eduardo CP, Gutknecht N (2010) Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers. *Lasers Med Sci* 25(6):849-854
12. Carvalho AO, Reis AF, de Oliveira MT, de Freitas PC, Aranha AC, Eduardo Cde P, Giannini M (2011) Bond strength of adhesive systems to Er,Cr:YSGG laser-irradiated dentin. *Photomed Laser Surg* 29(11):747-752
13. Perdigao J, Swift EJ Jr, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ (1994) In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res* 73(1):44-55
14. Ricci HA, Scheffel DL, Mariusso MR, Spolidorio DM, Costa CA, Hebling J (2013) Exposed Collagen in Resin Bonds to Caries-affected Dentin After Dentin Treatment with Aqueous and Alcoholic Chlorhexidine Solutions. *J Adhes Dent* doi: 10.3290/j.jad.a30716
15. Goncalves SE, Araujo MA, Damiao AJ (1999) Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg* 17(2):77-85

16. Cilli RA, Prakki A, de Araujo PA (2005) Evaluating a method of artificially hypermineralizing dentin to simulate natural conditions in bonding studies. *J Adhes Dent* 7(4):271-279
17. Eliguzeloglu E, Omurlu H, Eskitascioglu G, Belli S (2008) Effect of surface treatments and different adhesives on the hybrid layer thickness of non-carious cervical lesions. *Oper Dent* 33(3):338-345
18. Shimaoka AM, de Andrade AP, Cardoso MV, de Carvalho RC (2011) The importance of adhesive area delimitation in a microshear bond strength experimental design. *J Adhes Dent* 13(4):307-314
19. Luo Y, Tay FR, Lo EC, Wei SH (2000) Marginal adaptation of a new compomer under different conditioning methods. *J Dent* 28(7):495-500
20. Wang Y, Spencer P (2004) Physiochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine. *J Dent* 32(7):567-579
21. Hegde MN, Hegde P, Chandra CR (2012) Morphological evaluation of new total etching and self-etching adhesive system interfaces with dentin. *Conserv Dent* 15(2):151-155
22. Perdigao J, Swift EJ Jr, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ (1994) In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res* 73(1): p. 44-55
23. Cooper LF, Myers ML, Nelson DG, Mowery AS (1988) Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J Prosthet Dent* 60(1):45-49.
24. Pashley EL, Horner JA, Liu M, Kim S, Pashley DH (1992) Effects of CO₂ laser energy on dentin permeability. *J Endod* 18(6):257-62
25. White JM, Goodis HE, Marshall GW Jr, Marshall SJ (1993) Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. *Scanning Microsc* 7(1):239-245
26. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle S, Hulscher BE, Rose CL (1993) Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J Am Dent Assoc* 124(7):45-51
27. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, Lan WH (2007) Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dent Mater* 23(5):570-578
28. Chou JC, Chen CC, Ding SJ (2009) Effect of Er,Cr:YSGG Laser Parameters on Shear Bond Strength and Microstructure of Dentine. *Photomed Laser Surg* 27(3):481-486
29. Garbui BU, Azevedo CS, Zezell DM, Aranha ACC, Matos AB (2013) Er,Cr:YSGG Laser Dentine Conditioning Improves Adhesion of a Glass Ionomer Cement. *Photomed Laser Surg* 31(9):453-460
30. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH (1994) Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 73(6):1212-1220
31. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH (1996) Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 75(6):1404-1413
32. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH (2002) Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 18(5):359-369
33. Karakaya S, Unlu N, Say EC, Ozer F, Soyman M, Tagami J (2008) Bond strengths of three different dentin adhesive systems to sclerotic dentin. *Dent Mater J* 27(3):471-479

34. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH (2000) Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2(1):9-28
35. Burrow MF, Tyas MJ (2012) Comparison of two all-in-one adhesives bonded to non-carious cervical lesions-results at 3 years. *Clin Oral Investig* 16(4):1089-1094
36. van Dijken JW (2010) 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* 26(9):940-946
37. Tay FR & Pashley DH (2004) Resin bonding to cervical sclerotic dentin: A review. *J Dent* 32(3): 173-196
38. Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR (1998) Pulpal thermal responses to an erbium, chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 86(2):220–223
39. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, Freitas PM, Azambuja Jr N, Esteves-Oliveira M, Gutknecht N, Eduardo CP (2013) Effects of Er:YAG and Er,Cr: YSGG laser irradiation on the adhesion to eroded dentin. *Lasers Med Sci* DOI: 10.1007/s10103-013-1321-6
40. Esteves- Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha ACC, Eduardo CP, Gutknecht N (2007) Bond Strength of Self-Etching Primer to Bur Cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG Lased Dental Surfaces. *Photomed Laser Surg* 25(5):373-380
41. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, Lan WH (2007) Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dent Mater* 23(5):570-578
42. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H et al. (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 83(6):454-458
43. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B (2011) Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 56(1):31-44
44. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P (2003) Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 28(5):647-660

Tabela 1. Two-Way ANOVA para a resistência de união (MPa) do sistema adesivo autocondicionante de passo único Clearfil S³ Bond: substrato e tratamento (p<0,05). GL=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio.

Fonte de variação	GL	SQ	QM	F	Valor-p
Interação	2	190.8	95.39	5.981	0.0052
Substrato	1	379.2	379.2	23.78	<0.0001
Tratamento	2	35.06	17.53	1.099	0.3426
Resíduo	42	669.8	15.95		

Com base nos resultados do teste, a influência dos efeitos e da interação dos mesmos foi considerada significativa (p<0,05).

Tabela 2. Médias ($\pm$ desvio-padrão) da resistência de união (MPa) do sistema adesivo autocondicionante de passo único Clearfil S³ Bond após diferentes tratamentos em diferentes substratos (Two-Way ANOVA e Tukey, p<0,05).

	Controle	Broca	Laser
Normal	15,13 ^{ABa} ($\pm 7,01$)	18,69 ^{Aa} ($\pm 0,70$)	11,98 ^{Bb} ($\pm 1,29$)
Hipermineralizada	19,96 ^{Aa} ($\pm 5,86$)	19,87 ^{Aa} ($\pm 0,82$)	22,83 ^{Aa} ($\pm 3,05$)

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

Tabela 3. Two-Way ANOVA para a resistência de união (MPa) do sistema adesivo autocondicionante de passo único All in One: substrato e tratamento ($p < 0,05$). GL=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio.

Fonte de variação	GL	SQ	QM	F	Valor-p
Interação	2	171.6	85.82	3.858	0.0290
Substrato	1	83.25	83.25	3.742	0.0598
Tratamento	2	718.4	359.2	16.15	<0.0001
Resíduo	42	934.3	22.25		

Com base nos resultados do teste, a influência dos efeitos e da interação dos mesmos foi considerada significativa ($p < 0,05$).

Tabela 4. Médias ($\pm$ desvio-padrão) da resistência de união (MPa) do sistema adesivo autocondicionante de passo único All in One após diferentes tratamentos em diferentes substratos (Two-Way ANOVA e Tukey, $p < 0,05$).

	Controle	Broca	Laser
Normal	20,90 ^{Aa} ($\pm 6,99$)	15,69 ^{Aa} ($\pm 0,55$)	6,95 ^{Bb} ($\pm 0,99$)
Hipermineralizada	19,55 ^{Aa} ($\pm 9,01$)	17,22 ^{Aa} ($\pm 1,26$)	14,67 ^{Aa} ($\pm 0,70$)

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

Análise de fratura

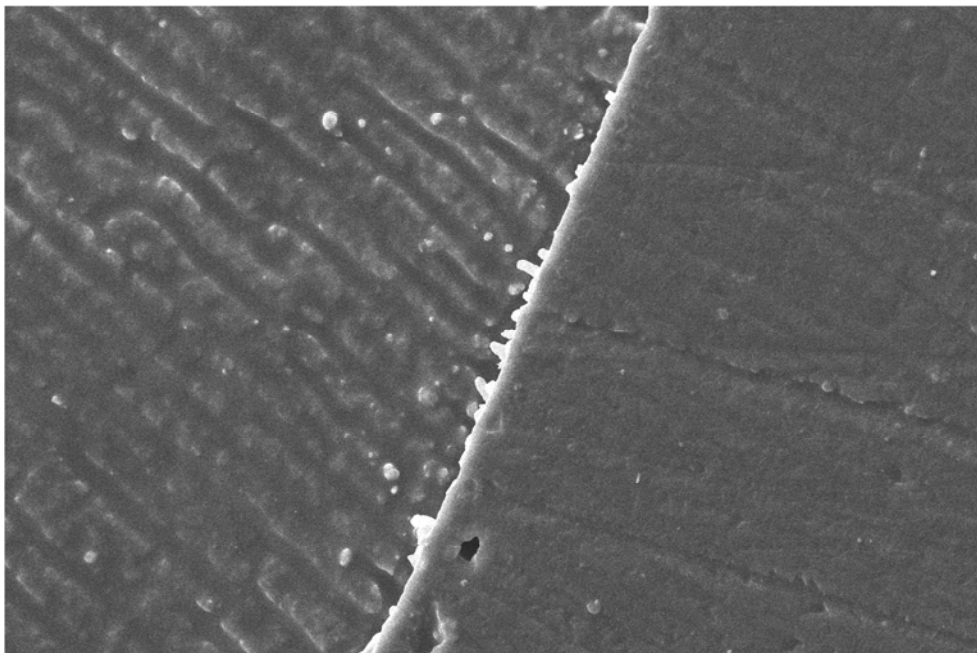
Tabela 5. Distribuição percentual (%) dos tipos de fraturas observadas no sistema adesivo Clearfil S³Bond. Tipos de fratura: A=adesiva; C=coesiva; M=mista.

	Controle	Broca	Laser
Normal	A=96; M=4	A=100	A=82,14; C= 7,14; M=10,71
Hipermineralizada	A=93,54; C=3,22 M=3,22	A=76,92; C=15,38 M=7,69	A=96,42; M=3,57

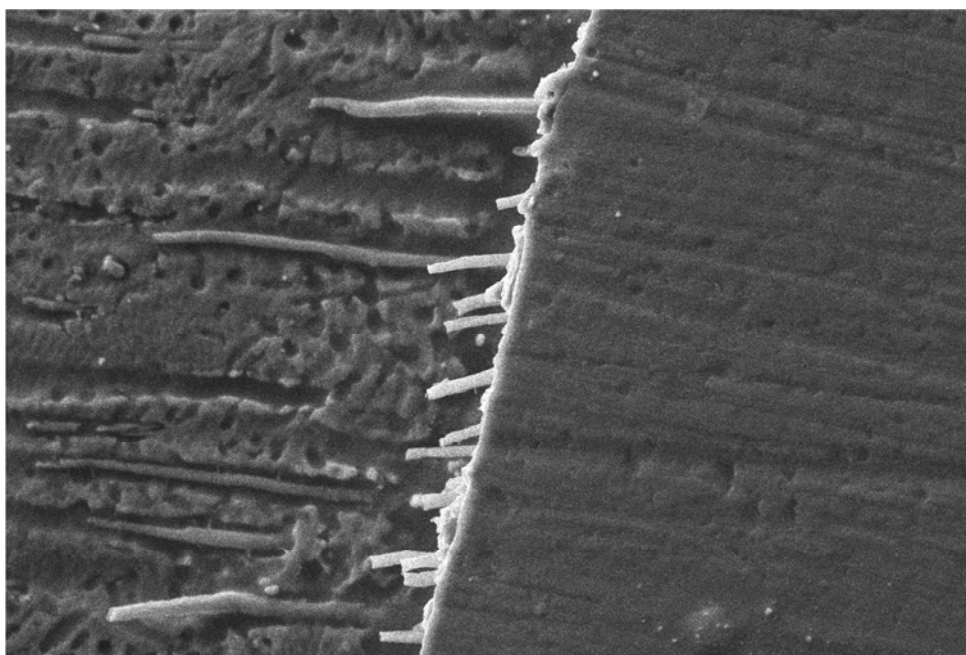
Tabela 6. Distribuição percentual (%) dos tipos de fraturas observadas no sistema adesivo Optibond All in One. Tipos de fratura: A= adesiva; C= coesiva; M= mista.

	Controle	Broca	Laser
Normal	A=96,42; M=3,57	A=89,28; M=10,71	A=93,10; C=6.89
Hipermineralizada	A=92,59; C= 3,70 M=3,70	A=92,85; C=7,14	A=100

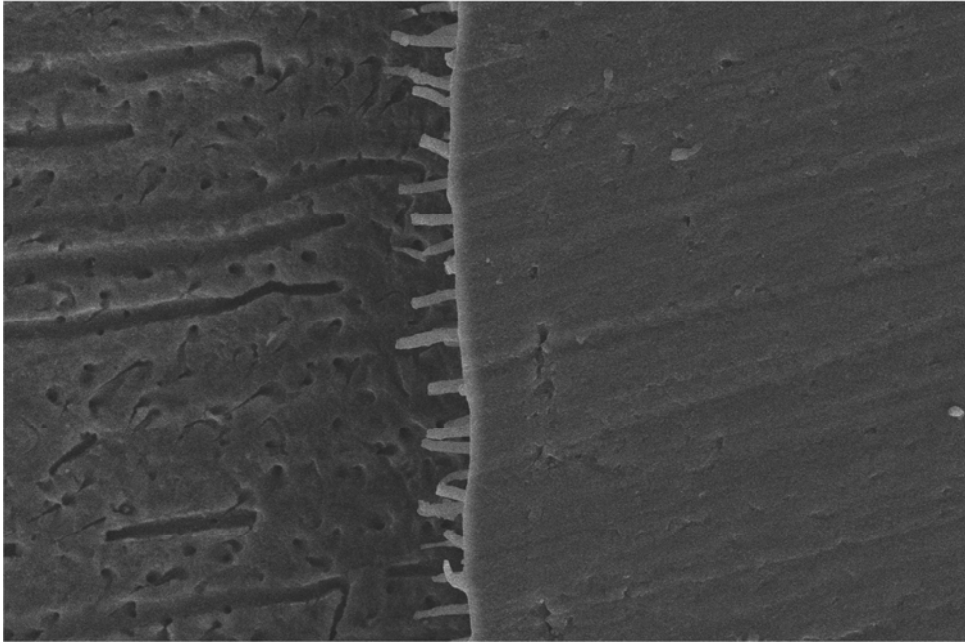
MEV – Interface adesiva



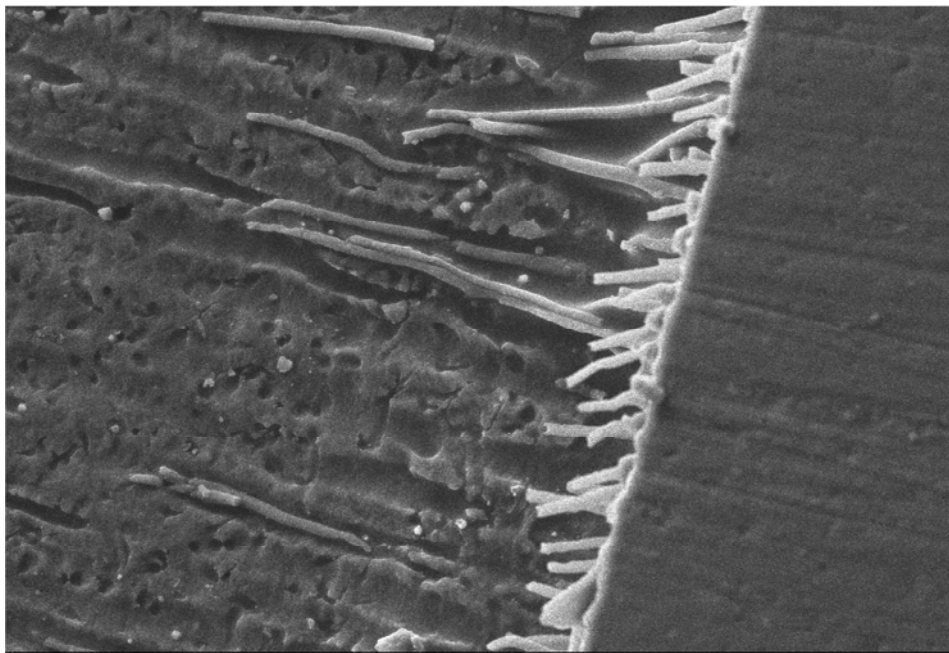
Controle: Dentina Normal Clearfil S³



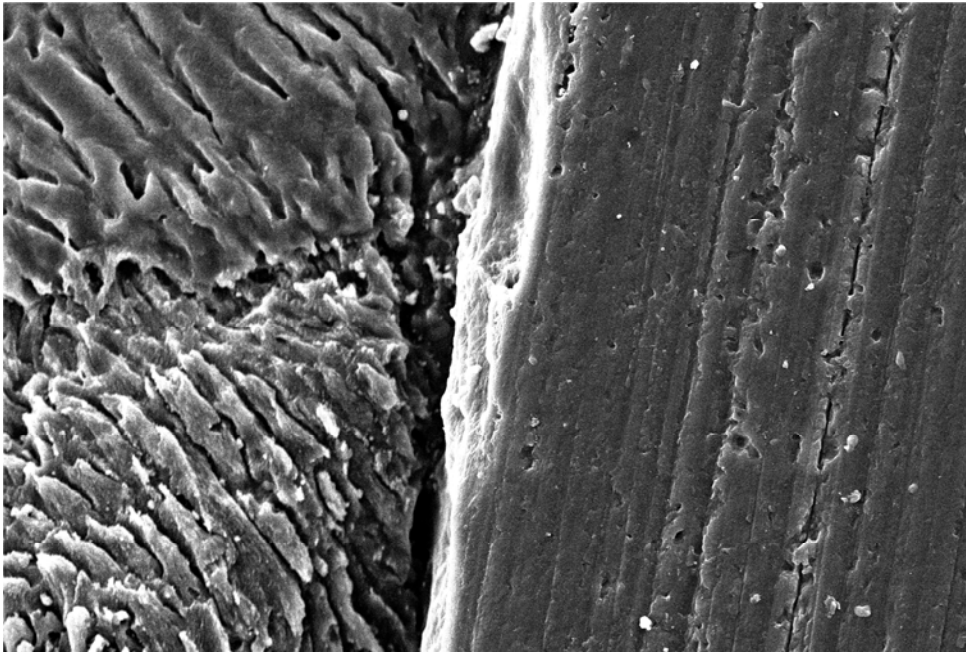
Controle: Dentina Hipermineralizada Clearfil S³



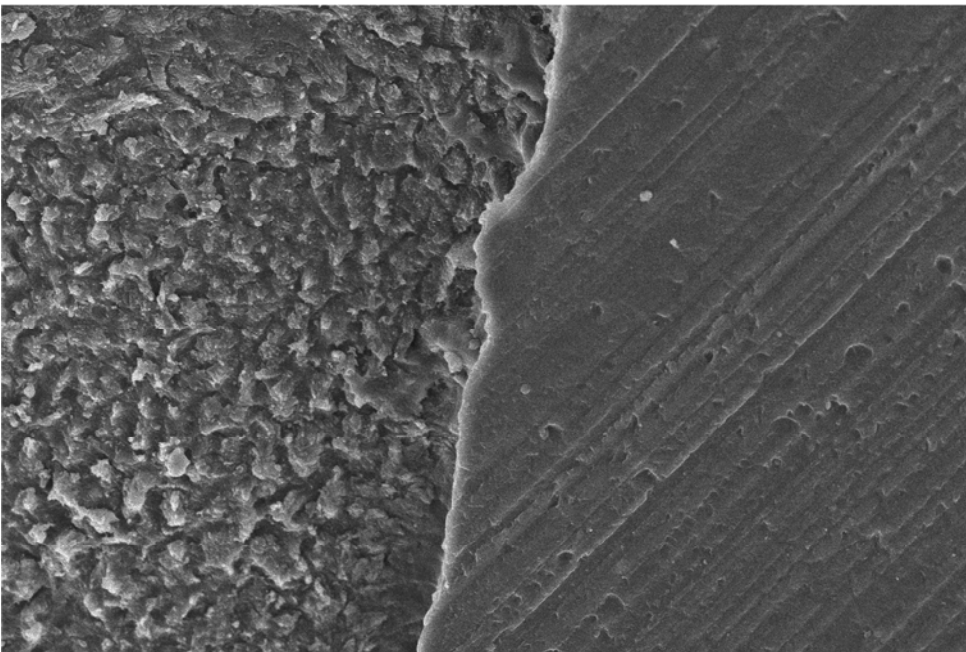
Controle: Dentina Normal Optibond All in One



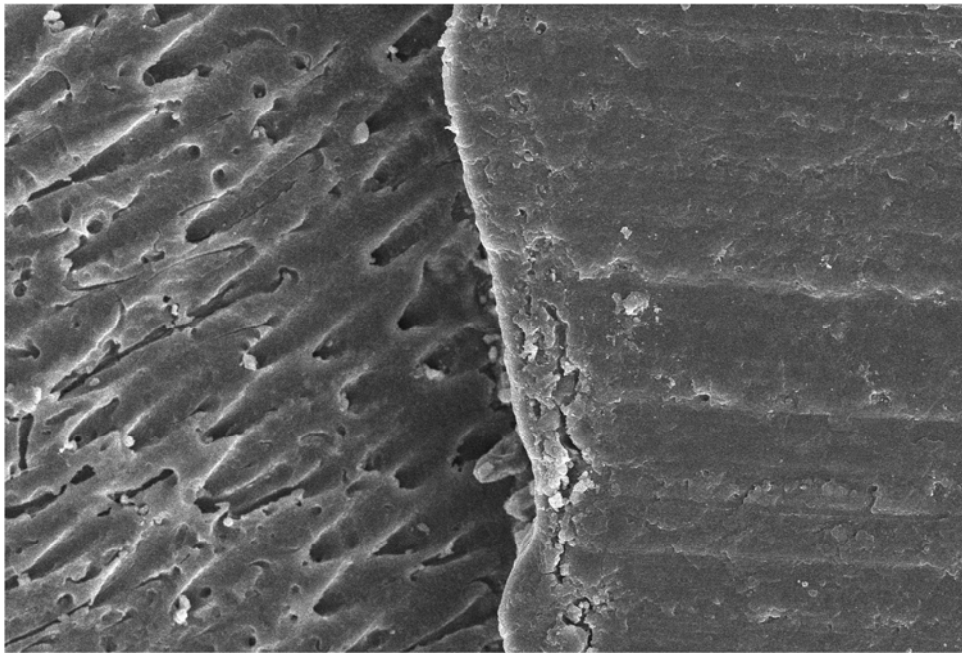
Controle: Dentina Hipermineralizada Optibond All in One



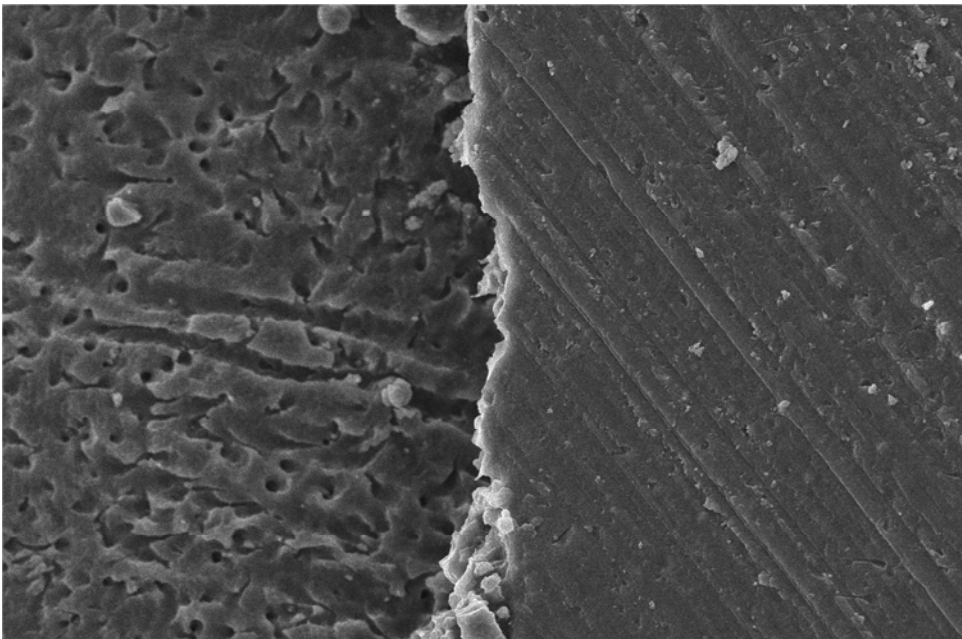
Broca: Dentina Normal Clearfil S³



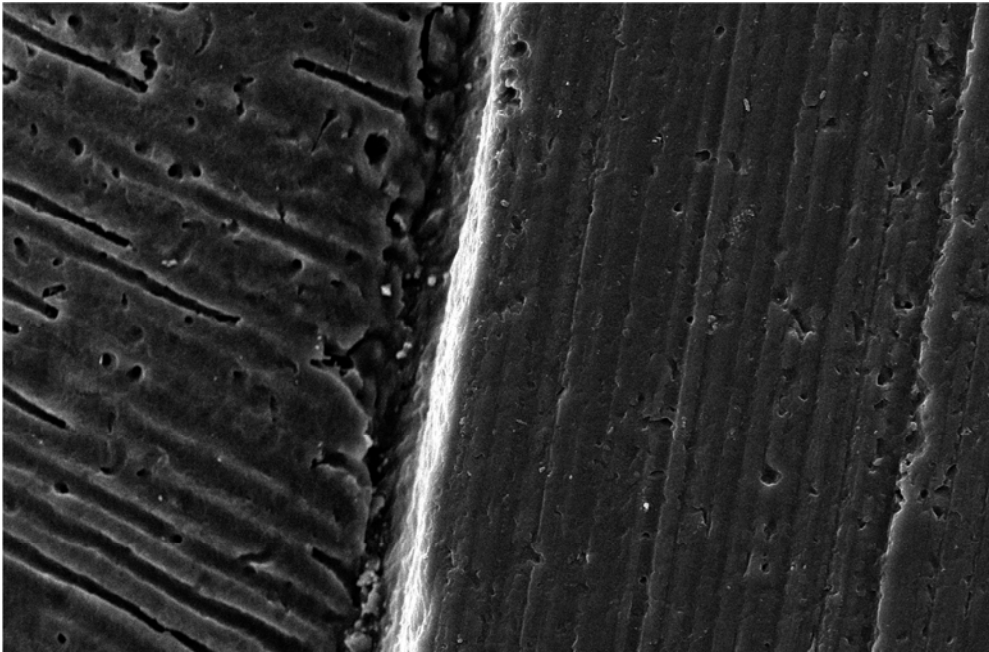
Broca: Dentina Hipermineralizada Clearfil S³



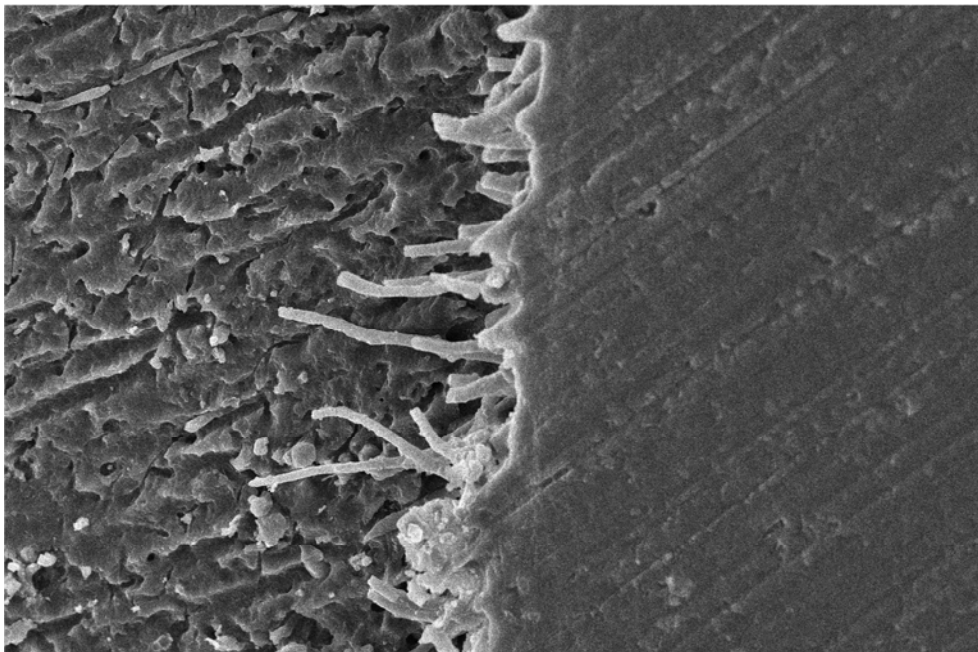
Broca: Dentina Normal Optibond All in One



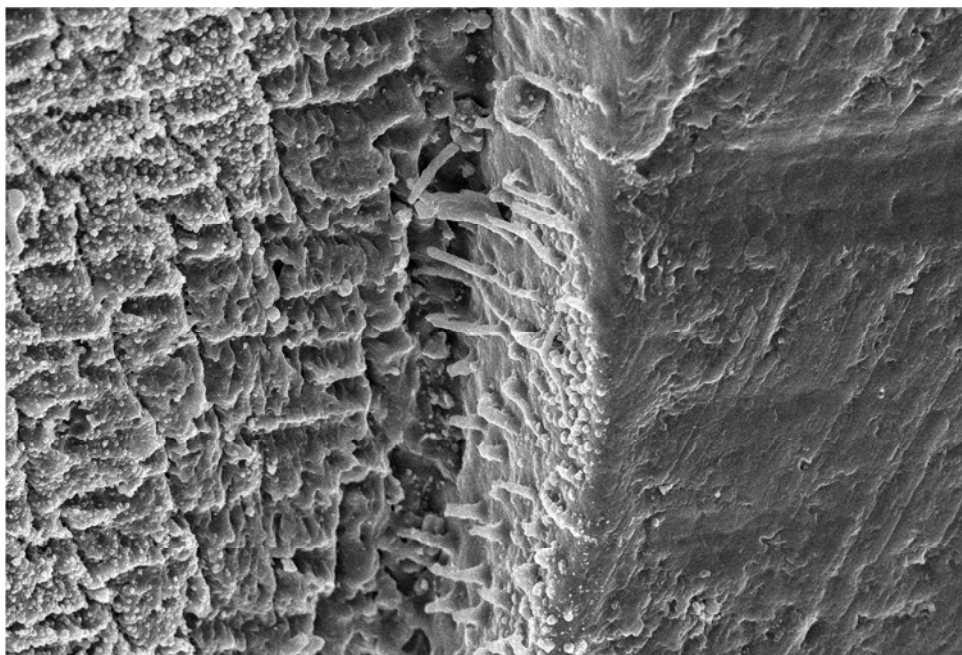
Broca: Dentina Hipermineralizada Optibond All in One



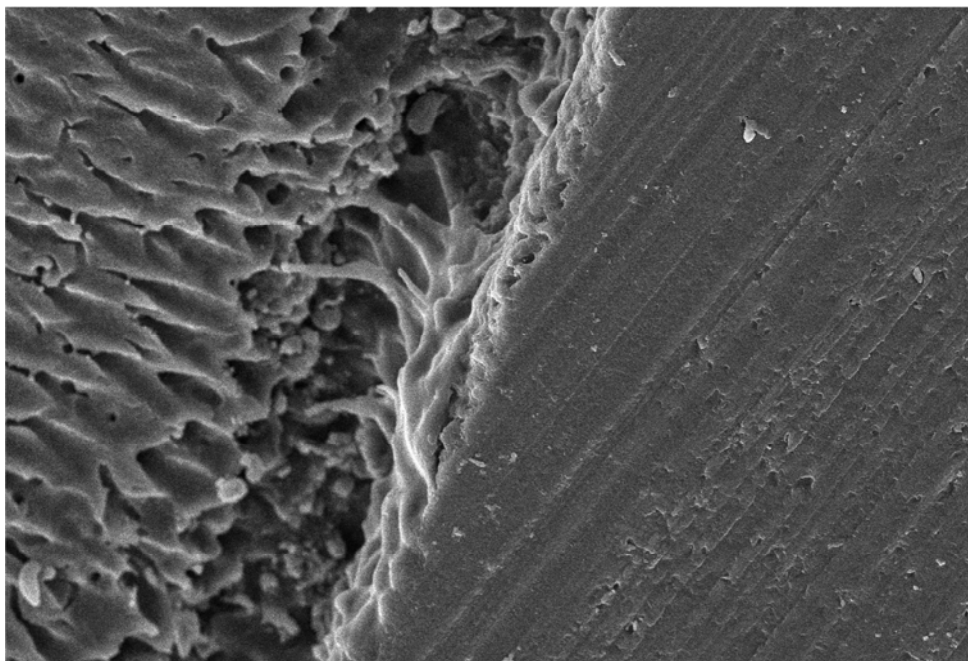
Laser: Dentina Normal Clearfil S³



Laser: Dentina Hipermineralizada Clearfil S³



Laser: Dentina Normal Optibond All in One



Laser: Dentina Hipermineralizada Optibond All in One

3.3 CAPÍTULO 3

Resistência de união ao microcisalhamento de sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos em substrato dentinário normal e hipermineralizado artificialmente

MARV Piccioni, TPC Neves, CS Kubo, JRC Saad, EA Campos

Máyra Andressa Rodrigues Valinhos Piccioni, Doutoranda, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Tamiris Pereira Costa Neves, Aluna de Iniciação Científica, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Cíntia Sawamura Kubo, Mestre, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

José Roberto Cury Saad, Professor, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

Edson Alves de Campos, Professor, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araraquara-SP, Brasil.

*Autor Correspondente: Máyra A. R. V. Piccioni, Universidade Estadual Paulista – UNESP, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Departamento de Odontologia Restauradora, Araraquara, SP, Brasil. Rua Humaitá, 1680, Araraquara, SP, Brasil, CEP: 14.801-903.

e-mail: mayraandressa@ig.com.br

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos, frente a diferentes tratamentos dentinários: condicionamento ácido, laser e ponta diamantada em dentina normal e hipermineralizada artificialmente. **Métodos:** Cento e doze (n =112) molares humanos hígidos foram selecionados. Os dentes tiveram seu terço oclusal seccionado com o objetivo de expor superfície dentinária plana e foram lixados para a exposição de uma superfície dentinária uniforme e “padronizada”. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em dois diferentes grupos, de acordo com o tipo de dentina: normal (N/n=54) e hipermineralizada artificialmente (H/ n=58). O grupo H recebeu tratamento para hipermineralização e quatro dentes foram selecionados aleatoriamente e observados em MEV para a confirmação do procedimento de hipermineralização. Os dentes de cada grupo foram divididos aleatoriamente em dois diferentes subgrupos, de acordo com o sistema adesivo autocondicionante empregado: Clearfil SE Bond e Adhese. Cada subgrupo (n=9) recebeu diferentes tratamentos: (1) condicionamento convencional: aplicação do sistema adesivo autocondicionante segundo recomendações do fabricante; (2) condicionamento da superfície dentinária com laser Er,Cr:YSGG (Waterlase Millennium, Biolaser Technology, San Clement, CA, USA) + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante; (3) “asperização” da superfície dentinária com ponta diamantada 3098 (KG Diamond/ Sorensen) + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante. Em seguida, matrizes transparentes cilíndricas foram posicionadas sobre cada superfície de dentina tratada com os adesivos testados e foram preenchidos com resina composta (Filtek Z350 XT - 3M ESPE) e fotoativadas por 40s. As matrizes foram removidas para expor os cilindros de resina composta. Após período de armazenagem de 24 horas em ambiente úmido a

37°C ($\pm 1^\circ\text{C}$), os espécimes foram adaptados a um dispositivo para resistência de união ao microcisalhamento em uma máquina de testes universal com velocidade de travessa de 0,5 mm/min. Posteriormente, o padrão de fratura de cada espécime foi determinado. Um espécime de cada grupo foi preparado, a fim de avaliar a morfologia da interface e/ou a aparência de *tags* de resina em MEV. Resultados: Os dados de resistência de união (μSBS) foram analisados por Two-way ANOVA e Tukey's ($p < 0,05$). Conclusões: Em dentina hipermineralizada, não houve diferença estatística significativa entre todos os tratamentos empregados.

Palavras-Chave: Dentina, Adesivo de Dois Passos, Laser

Introdução

A adesão entre os materiais restauradores e os tecidos dentais tem sido objetivo de investigação de muitos pesquisadores. Atualmente, na técnica adesiva, o preparo do substrato para a adesão pode ser obtido por meio de prévio condicionamento com ácido fosfórico ou pela utilização de um primer contendo monômeros ácidos.¹

O condicionamento prévio com ácido fosfórico, embora seja o mais utilizado pelos profissionais e seja capaz de produzir altas forças de união resina/esmalte, é uma técnica sensível. A simplificação da técnica com os adesivos autocondicionantes elimina passos operatórios subjetivos. No entanto, a busca por materiais mais estáveis que proporcionem qualidade da união adesiva tem sido constante.

A efetividade dos sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos em dentina vem sendo evidenciada.²⁻⁹ Nessa nova perspectiva de adesão, o primer é acidificado, realizando o condicionamento, sem necessidade de lavagem, resultando em menor profundidade de desmineralização. A camada híbrida formada com esses

adesivos é menos espessa, porém, a área condicionada pode ser ocupada com o adesivo, reduzindo a hidrólise da área de colágeno não-encapsulado.

Lesões escleróticas cervicais não cariosas têm sido descritas como um fenômeno complexo, multifatorial envolvendo erosão, abrasão, flexão dental, e uma possível interação entre esses. Este tipo de perda de tecido dental é uma condição clínica muito comum, dado que a prevalência e gravidade dessas lesões tem sido encontrada com o aumento da idade.⁶

A dentina esclerótica é um substrato de adesão anormal que apresenta um elevado grau de variabilidade, tanto em termos de bloqueio dos túbulos dentinários quanto na espessura da camada de superfície hipermineralizada. Estudos têm indicado que a resistência de união em lesão esclerótica cervical não-cariosa na dentina são mais baixos do que em dentina normal.^{10,11}

Na tentativa de melhorar a qualidade adesiva nesse tipo de substrato, alguns estudos têm avaliado o uso do laser. Enquanto alguns mostram que a superfície áspera ablacionada, bem como a abertura dos túbulos dentinários induzida pela irradiação, pode ser vantajoso para a infiltração de materiais adesivos, reforçando a adesão da restauração,¹²⁻¹⁵ outros estudos^{16,17} revelam que a irradiação reduz a resistência de união à dentina.

Visto na literatura, observam-se poucos estudos que avaliaram o efeito de diferentes tratamentos dentinários, resistência de união e sistema adesivo autocondicionante de dois passos em dentina esclerótica, justificando a realização deste.

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos, com graus de acidez distintos, frente ao efeito de diferentes tratamentos em dentina normal e hipermineralizada artificialmente.

Métodos

Preparo da superfície dentinária

Neste estudo foram utilizados molares humanos extraídos, isentos de cárie trincas. Após limpeza, foram mantidos em solução de timol 0,1% a 4°C até o momento de sua utilização.

Superfícies planas de dentina foram obtidas por meio de desgaste da metade da altura da coroa, com exposição da dentina média-coronal¹⁸, equipada com lixas de carbetto de silício de granulação 320, em velocidade de 500 rpm e refrigeração constante para padronizar a smear layer sobre estas superfícies. Os dentes foram então submersos em cuba ultrassônica durante 1 minuto para remover o excesso de debris, sendo então lavados.¹⁹ Os grupos foram divididos aleatoriamente em dois diferentes grupos, de acordo com o tipo de dentina: normal (N/ n =54) e hipermineralizada artificialmente (H/ n =58).

Procedimento de hipermineralização artificial

O grupo H recebeu tratamento para hipermineralização da superfície dentinária proposto por Perdigão et al.¹⁸, 1994; Gonçalves et al.²⁰, 1999; Cilli et al.²¹, 2005. Para esse processo, uma 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 M de cloreto de potássio foi preparada. 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 imersos em solução mineralizante e mantidos em temperatura ambiente. A solução foi renovada a cada 24 horas por 14 dias, e permaneceu em constante agitação por meio de um agitador magnético (NT151, Kline; Novatécnica-Brasil). O pH (≈7.0) também foi checado diariamente através de um

pHmetro (Medidor de Íons; Q400ISE; Quimis - Brasil) (Figura A 1 - Apêndice). Ao término dos 14 dias, a superfície dentinária foi considerada hipermineralizada para posteriores procedimentos. Quatro espécimes foram selecionados aleatoriamente e observado em MEV para a confirmação do procedimento de hipermineralização. A deposição de cristais nos túbulos dentinários associado ao aumento na dentina peritubular, evidenciam a efetividade do procedimento hipermineralizador para simular dentina esclerótica (Figura A 2- Apêndice).

Tratamento de superfície:

Cada grupo: dentina normal (N/n=54) e dentina hipermineralizada artificialmente (H/n=54) foi dividido em subgrupos de acordo com os sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos empregados e com o tipo de tratamento do substrato dentinário. Oito espécimes (n=8) por grupo foram utilizados para o ensaio de resistência de união ao microcisalhamento e um (n=1) espécime para observação da interface adesiva.

- Condicionamento convencional - aplicação do sistema adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray) – SUAVE e Adhese (Ivoclar Vivadent) – MODERADO, segundo recomendações do fabricante (Anexo-Quadro 1).
- Condicionamento da superfície dentinária com laser + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante:

O laser Er,Cr:YSGG (Waterlase Millennium, Biolaser Technology, San Clement, CA, USA) com comprimento de onda de 2780 nm foi utilizado (Figura 3- Apêndice). Os parâmetros foram: taxa de repetição (Hz) = 20; energia por pulso (mJ) = 200; média da potência (W) $\approx$ 4; densidade de energia (J/cm²) = 71,4.¹⁶ A dentina foi uniformemente e perpendicularmente irradiada com uma ponta MZ6 (6mm)

posicionada a 1 mm (modo focado) a partir da superfície da dentina por 30 segundos, longitudinalmente. Refrigeração com água foi utilizada constantemente durante a irradiação, com um spray de água-ar (75% e 65%, respectivamente). Em seguida, a aplicação do sistema adesivo foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante, como descrito anteriormente (condicionamento convencional).

- Remoção da superfície dentinária com broca + aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante:

A ponta diamantada 3098 (Diamond-KG/Sorensen) em alta velocidade e refrigeração com água através do Konzept 1:5 (Contra Ângulo Multiplicador – KAVO)²² foi utilizada. A ponta foi posicionada perpendicularmente e a superfície da dentina foi asperizada por 15 segundos e em seguida, foi realizada a aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante, como descrito anteriormente (condicionamento convencional).

Delimitação da área adesiva e procedimento adesivo

A delimitação da área adesiva foi realizada segundo Shimaoka et al. (Figuras A 4, 5 e 6-Apêndice).²³ Quatro matrizes transparentes cilíndricas foram posicionadas sobre cada superfície de dentina de forma que seu diâmetro interno coincidissem com a perfuração da fita. Após o posicionamento dos tubos, o sistema adesivo utilizado foi aplicado e fotopolimerizado. A seguir os tubos tiveram seu volume interno preenchido com uma resina composta (Z-350 XT - 3M/ESPE) e cada cilindro foi fotoativado por 40 s com um aparelho fotopolimerizador (LED Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein), que foi aferido quanto à intensidade de luz com radiômetro.

Ensaio de resistência de união ao microcissalhamento

Após 24 horas de armazenamento em um “ambiente úmido” à 37°C os espécimes foram submetidos ao ensaio mecânico de microcissalhamento. Estes foram adaptados a um dispositivo acoplado a máquina de ensaios universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 100 Kgf. O carregamento foi realizado com velocidade de travessa de 0,5 mm/min até a fratura dos espécimes (Figura A 7- Apêndice).²³ Após o teste de microcissalhamento, o padrão de fratura de cada espécime foi determinado com auxílio de uma lupa estereoscópica (SZX7, Olympus, SP, Brazil) com aumento de aproximadamente 30x e as mesmas foram classificadas como adesivas, coesivas ou mistas.

Microscopia eletrônica de varredura

A fim de avaliar a presença de interface e/ou a aparência de tags de resina, foi realizada uma restauração (Z-350 XT - 3M/ESPE) - (n=1 de cada grupo). Em seguida o dente foi seccionado ao meio no sentido mesio-distal (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA). Cada seção foi polida com lixa de carbeto de silício com granulação 1200 a fim de planificar a superfície. Os espécimes foram ultra-sonicamente limpos, em água por 3 minutos, para remover detritos provenientes do “lixamento”. A superfície polida foi, em seguida, submetida a 0,5 min de 6 N HCl, lavados com água, seguidos por aplicação de NaOCl a 2,5% por 10 minutos e novamente lavados e secos com ar. Este procedimento parcialmente desmineraliza e desproteiniza o substrato do dente, permitindo que os *tags* de resina e a camada híbrida possam ser observados. Impressões de silicone de adição (Elite HD+ - Regular Body, Zhermack) foram tomadas e posteriormente, foram obtidas réplicas em resina epóxi (Epofix, Stuers, Rodovre, Dinamarca). Em seguida, as réplicas foram montadas em plataformas de alumínio, e levados ao metalizador para receberem cobertura de ouro. Os espécimes foram

examinados em microscopia eletrônica de varredura (JSM 6400v, JEOL Co.,Tokyo, Japan) com uma variedade de ampliações (Figura A 8- Apêndice).²⁴⁻²⁶

Análise Estatística

Cento e oito espécimes foram utilizados. Dois fatores de variação foram considerados: substrato (dentina normal e dentina hipermineralizada) e tipos de tratamento da superfície (controle, broca e laser Er,Cr:YSGG). Shapiro-Wilk confirmou distribuição normal de todos os grupos. Os dados de resistência de união (μ SBS) foram analisados por Two-way ANOVA e Tukey's ($p < 0,05$) utilizando o software (GraphPad Prism 6.0).

Resultados

Resistência de união ao microcisolamento

Two-Way ANOVA para a resistência de união (MPa) dos sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos (Clearfil SE Bond e Adhese) são mostrados nas tabelas 1 e 3. Os dados de μ SBS como média/desvio-padrão e Tukey's ($p < 0,05$) se encontram nas tabelas 2 e 4.

Em dentina hipermineralizada, para ambos os adesivos, não houve diferença estatística entre os tratamentos aplicados. Em dentina normal, para o sistema adesivo Clearfil SE Bond, o tratamento com broca apresentou o maior valor de μ SBS quando comparado ao controle e laser. Clearfil SE Bond apresentou maiores valores de μ SBS em dentina hipermineralizada, nos grupos controle e laser. Contudo para o Adhese, apenas o laser apresentou maiores valores de μ TBS em dentina hipermineralizada.

Análise de fratura

Foram observadas fraturas predominantemente adesivas para todas as situações (Tabelas 5 e 6).

MEV

É possível observar pequenos *tags* de resina espalhados em ambos os substratos dentinários no grupo controle para o adesivo Clearfil SE Bond, em maior quantidade na dentina hipermineralizada, enquanto que para o adesivo Adhese não houve a formação de *tags*. Para o tratamento com broca, observa-se *tags* em dentina normal para ambos os adesivos. Foi observada uma camada difusa quando houve tratamento com o laser associado com a formação de *tags* em dentina hipermineralizada para ambos os substratos (Ilustrações – Págs.75-80).

Discussão

O aprimoramento da medicina e das demais áreas da saúde propiciou um aumento na expectativa de vida e qualidade de vida da população, permitindo observarmos o aumento na ocorrência de lesões cervicais não cariosas. Há poucos estudos de adesão utilizando adesivos autocondicionantes neste tipo de substrato.

Neste estudo, a aplicação do sistema adesivo segundo recomendações do fabricante foi considerada como grupo controle. A utilização da broca foi considerada como tratamento convencional uma vez que consiste no instrumento mais utilizado na cavidade oral. Recentemente introduzidos na Odontologia a proposta de “condicionamento” com o laser Er;Cr:YSGG também foi estudada, uma vez que ainda são poucos conhecidos os seus efeitos em dentina hipermineralizada. Os parâmetros de irradiação utilizados foram semelhantes aos reportados por Ferreira et al.¹⁶, onde apenas houve aumento no tempo de condicionamento uma vez que a área a qual irradiamos foi maior.

A dentina hipermineralizada mostrou-se sem *smear layer*, com precipitação e deposição de cristais de fosfato de cálcio no interior dos túbulos associado à presença destes sobre a superfície. A dentina preparada com broca mostrou uma *smear layer*

obliterando a entrada dos túbulos dentinários, enquanto a irradiada apresentou uma superfície rugosa, irregular, com aspecto de escamas, túbulos dentinários abertos e sem *smear layer*. Essas características corroboraram com outros estudos da literatura, sugerindo uma morfologia microrretentiva favorável à adesão.^{18,27-33}

Em dentina normal, para o sistema adesivo Clearfil SE Bond, o tratamento com ponta diamantada apresentou o maior valor de μ SBS, isso pode ser devido à interferência da ponta na rugosidade superficial e molhabilidade da dentina. Adicionalmente, o aumento na rugosidade superficial pode ter ampliada a superfície dentinária, permitindo melhor contato entre o substrato e o adesivo.³⁴

Não houve diferença estatística significativa de μ SBS entre os tratamentos aplicados em dentina hipermineralizada. É possível que os adesivos utilizados formaram uma ligação química estável à superfície mineralizada, pois os monômeros funcionais presentes no Clearfil SE Bond (10-MDP) e Adhese (4-META) têm mostrado a formação de sais com a hidroxiapatita “adicional”.³⁵⁻³⁹

Neste estudo, o laser apresentou maiores valores de μ SBS em dentina hipermineralizada quando comparada à dentina normal. A formação de projeções fungiformes, remoção da *smear layer* e abertura dos túbulos dentinários, ou até mesmo pela fusão da dentina podem ter contribuído na adesão.²⁷⁻³⁰

É possível que os parâmetros utilizados para o laser Er,Cr:YSGG neste estudo associado ao substrato hipermineralizado favoreceram a formação de uma morfologia da superfície da dentina menos quebradiça e favorável a união. Embora não seja plausível a comparação entre estudos *in vitro* e *in vivo*, é importante ressaltar que os nossos achados corroboraram com os observados por estudos clínicos.^{38,40} A análise da composição da superfície da dentina que recebeu irradiação poderia produzir

informações úteis na obtenção de uma ligação química com os sistemas adesivos empregados.

Na literatura, encontram-se estudos que avaliaram o uso do laser Er,Cr:YSGG em preparo^{17,31,41-45} no condicionamento da superfície dentinária para a adesão do cimento de ionômero de vidro^{33,46}, no condicionamento de dentina normal^{16,32,47,48} na microdureza^{49,50} ou ainda o uso do laser Er:YAG⁵¹⁻⁵⁶. É importante notar que não há estudos que avaliaram o uso do laser Er,Cr:YSGG em dentina hipermineralizada, apenas em dentina erodida⁵⁷ bem como o uso do laser ND:YLF em dentina hipermineralizada.²⁰

No presente estudo, em todos os grupos avaliados, houve predominância de falhas adesivas, demonstrando que o teste foi capaz de mensurar adequadamente a resistência de união. Quando há fraturas do tipo coesiva e mista, pode-se afirmar que a resistência de união não foi registrada, mas sim a resistência coesiva do material ou dente.

Conclusão

Em dentina hipermineralizada, não houve diferença estatística significativa entre todos os tratamentos empregados. Com as limitações deste estudo *in vitro* e considerando os parâmetros selecionados para irradiação da dentina, foi possível concluir que o tratamento com irradiação com o laser Er,Cr:YSGG (71,4J/cm²; 200mJ, $\approx$ 4W, 20Hz) foi favorável a μ SBS em dentina hipermineralizada quando comparada a dentina normal.

Referências

1. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. (2012) Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent*. 16, 329-334.
2. Takahashi A, Inoue S, Kawamoto C, Ominato R, Tanaka T, Sato Y, Pereira PN, Sano H. (2002) In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems. *J Adhes Dent*. 4, 151-9.
3. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H et al. (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*. 83, 454-458.
4. Ermis RB, Temel UB, Cellik EU, Kam O. (2010) Clinical performance of a two-step self-etch adhesive with additional enamel etching in Class III cavities. *Oper Dent*. 35:147-155.
5. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. (2010) Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*. 26, 1176-1184.
6. Ozel E, Say EC, Yurdaguvan H, Soyman M. (2010) One-year clinical evaluation of a two-step self-etch adhesive with and without additional enamel etching technique in cervical lesions. *Aust Dent J*. 55, 156-161.
7. van Dijken JW. (2010) 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*. 26, 940-946.
8. Yousry MM, ElNaga AA, Hafez RM, El-Badrawy W. (2011) Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quintessence Int*. 42, e96-e106.
9. Perdigão J, Dutra-Corrêa M, Saraceni CH, Ciaramicoli MT, Kiyan VH, Queiroz CS. (2012) Randomized clinical trial of four adhesion strategies: 18-month results. *Oper Dent*. 37, 3-11.
10. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. (1996) Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res*. 75, 1404-1413.
11. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. (2002) Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*. 18, 359-369.
12. Lin S, Pan D, Lin Q, Yin S, Chen D, Liu Q, Yu L, Lin Z. Evaluation of phase, microstructure and composition of human dentine after Er,Cr:YSGG laser irradiation. (2011) *J Nanosci Nanotechnol*. 11, 2421-2426.
13. Beer F, Buchmair A, Körpert W, Marvastian L, Wernisch J, Moritz A. (2012) Morphology of resin-dentin interfaces after Er,Cr:YSGG laser and acid etching preparation and application of different bonding systems. *Lasers Med Sci*. 27, 835-841.
14. Li, Z.M., L.H. Qiu, and H.Y. Sun. (2009) [Effect of pulse Nd:YAG laser on micro-tensile bond strength of non-carious sclerotic dentin to resin]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 18, 346-349.

15. Jin XC, Tan JG, Zhang GR, Yu H. (2009) [Ultrastructural study of sclerotic dentin surface following the application of the Er, Cr: YSGG laser]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 44, 159-161.
16. Ferreira LS, Apel C, Francci C, Simoes A, Eduardo CP, Gutknecht N. (2010) Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers. *Lasers Med Sci.* 25, 849-854.
17. Carvalho AO, Reis AF, de Oliveira MT, de Freitas PC, Aranha AC, Eduardo Cde P, Giannini M. (2011) Bond strength of adhesive systems to Er,Cr:YSGG laser-irradiated dentin. *Photomed Laser Surg.* 29, 747-752.
18. Perdigao, J, Swift EJ Jr, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. (1994) In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res.* 73, 44-55.
19. Ricci HA, Scheffel DL, Mariusso MR, Spolidorio DM, Costa CA, Hebling J. (2013) Exposed Collagen in Resin Bonds to Caries-affected Dentin After Dentin Treatment with Aqueous and Alcoholic Chlorhexidine Solutions. *J Adhes Dent.* doi: 10.3290/j.jad.a30716.
20. Goncalves SE, Araujo MA, Damiao AJ. (1999) Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg.* 17, 77-85.
21. Cilli RA, Prakki A, de Araujo PA. (2005) Evaluating a method of artificially hypermineralizing dentin to simulate natural conditions in bonding studies. *J Adhes Dent.* 7, 271-279.
22. Eliguzeloglu E, Omurlu H, Eskitascioglu G, Belli S. (2008) Effect of surface treatments and different adhesives on the hybrid layer thickness of non-carious cervical lesions. *Oper Dent.* 33, 338-345.
23. Shimaoka AM, de Andrade AP, Cardoso MV, de Carvalho RC. (2011) The importance of adhesive area delimitation in a microshear bond strength experimental design. *J Adhes Dent.* 13, 307-314.
24. Luo Y, Tay FR, Lo EC, Wei SH. (2000) Marginal adaptation of a new compomer under different conditioning methods. *J Dent.* 28, 495-500.
25. Wang Y, Spencer P. (2004) Physiochemical interactions at the interfaces between self-etch adhesive systems and dentine. *J Dent.* 32, 567-579.
26. Hegde MN, Hegde P, Chandra CR. (2012) Morphological evaluation of new total etching and self-etching adhesive system interfaces with dentin. *Conserv Dent.* 15, 151-155.
27. Cooper LF, Myers ML, Nelson DG, Mowery AS. (1988) Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J Prosthet Dent.* 60, 45-49.
28. Pashley EL, Horner JA, Liu M, Kim S, Pashley DH. (1992) Effects of CO2 laser energy on dentin permeability. *J Endod.* 18, 257-62.
29. White JM, Goodis HE, Marshall GW Jr, Marshall SJ. Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. *Scanning Microsc.* 1993;7:239-245.
30. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle S, Hulscher BE, Rose CL. (1993) Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J Am Dent Assoc.* 124, 45-51.
31. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, Lan WH. (2007) Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dent Mater* 23, 570-578.

32. Chou JC, Chen CC, Ding SJ. (2009) Effect of Er,Cr:YSGG Laser Parameters on Shear Bond Strength and Microstructure of Dentine. *Photomed Laser Surg.* 27, 481-486.
33. Garbui BU, Azevedo CS, Zezell DM, Aranha ACC, Matos AB. (2013) Er,Cr:YSGG Laser Dentine Conditioning Improves Adhesion of a Glass Ionomer Cement. *Photomed Laser Surg.* 31, 453-460.
34. Eliguzeloglu E, Omurlu H, Eskitascioglu G, Belli S. (2008) Effect of surface treatments and different adhesives on the hybrid layer thickness of non-carious cervical lesions. *Oper Dent.* 33, 338-45.
35. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K et al. (2005) Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 84, 1160-1164.
36. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H et al. (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 83, 454-458.
37. Andrade AP, Shimaoka AM, Russo EMA, Carvalho RCR. (2007) Comparative study of the bond strength of self-etch adhesive systems with diferente pHs applied to enamel and dentine. *RSBO.* 56, 115-119.
38. Burrow MF, Tyas MJ. (2012) Comparison of two all-in-one adhesives bonded to non-carious cervical lesions-results at 3 years. *Clin Oral Investig.* 16, 1089-1094.
39. Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH. (2012) Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dent Mater.* 28, 72-86.
40. Brackett MG, Dib A, Franco G, Estrada BE, Brackett WW. (2010) Two-year clinical performance of Clearfil SE and Clearfil S³ in restoration of unabraded non-carious class V lesions. *Oper Dent.* 35, 273-278.
41. Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ, Palamara J. (2012) Effect of tooth surface preparation on the bonding of self-etching primer adhesives. *Oper Dent.* 37, 137-149.
42. Gurgan S, Kiremitci A, Cakir FY, Gorucu J, Alpaslan T, Yazici E, Gutknecht N. (2008) Shear Bond Strength of Composite Bonded to Er,Cr:YSGG Laser-Prepared Dentin. *Photomed Laser Surg.* 26, 495-500.
43. Ekworapoj P, Sidhu SK, McCabe JF. (2007) Effect of different power parameters of Er,Cr:YSGG laser on human dentine. *Lasers Med Sci.* 22, 175-182.
44. Öznurhan F & Ölmez A. (2013) Morphological Analysis of the Resin–Dentin Interface in Cavities Prepared with Er,Cr:YSGG Laser or Bur in Primary Teeth. *Photomed Laser Surg.* 31, 386-391.
45. Shahabi S, Chiniforush N, Bahramian H, Monzavi A, Baghalian A, Kharazifard MJ. (2013) The effect of erbium family laser on tensile bond strength of composite to dentin in comparison with conventional method. *Lasers Med Sci.* 28, 139-142.
46. Ekworapoj P, Sidhu SK, McCabe JF. (2007) Effect of surface conditioning on adhesion of glass ionomer cement to Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg.* 25, 118-23.
47. Esteves- Oliveira M, Zezell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha ACC, Eduardo CP, Gutknecht N. (2007) Bond Strength of Self-Etching Primer to Bur Cut, Er,Cr:YSGG, and Er:YAG Lased Dental Surfaces. *Photomed Laser Surg.* 25, 373-380.

48. Ansari ZJ, Fekrazad R, Feizi S, Younessian F, Kalhori KAM, Gutknecht N. (2012) The effect of an Er,Cr:YSGG laser on the micro-shear bond strength of composite to the enamel and dentin of human permanent teeth. *Lasers Med Sci.* 27, 761-765.
49. Al-Omari WM, Palamara JE. (2013) The effect of Nd:YAG and Er,Cr:YSGG lasers on the microhardness of human dentin. *Lasers Med Sci* 28, 151-156.
50. Celik EU, Ergücü Z, Türkün LS, Türkün M. (2008) Effect of different laser devices on the composition and microhardness of dentin. *Oper Dent.* 33, 496-501.
51. Brulat N, Leforestier E, Rocca JP, Darquet-Cerretti E, Bertrand MF. (2008) Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG laser-prepared dentine with and without pulpal pressure simulation. *Photomed Laser Surg.* 26, 579-583.
52. Brulat N, Rocca JP, Leforestier E, Fiorucci G, Nammour S, Bertrand MF. (2009) Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG-laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci.* 24, 53-57.
53. Firat E, Gurgan S, Gutknecht N. (2012) Microtensile bond strength of an etch-and-rinse adhesive to enamel and dentin after Er:YAG laser pretreatment with different pulse durations. *Lasers Med Sci.* 27, 15-21.
54. Manhães L, Oliveira DC, Marques MM, Matos AB. (2005) Influence of Er:YAG laser surface treatment and primer application methods on microtensile bond strength self-etching systems. *Photomed Laser Surg.* 23, 304-312.
55. Oliveira DC, Manhães LA, Marques MM, Matos AB. (2005) Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. *Photomed Laser Surg.* 23, 219-224.
56. Ramos AC, Esteves-Oliveira M, Arana-Chavez VE, de Paula Eduardo C. (2010) Adhesives bonded to erbium:yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated dentin: transmission electron microscopy, scanning electron microscopy and tensile bond strength analyses. *Lasers Med Sci.* 25, 181-189.
57. Ramos TM, Ramos-Oliveira TM, Freitas PM, Azambuja Jr N, Esteves-Oliveira M, Gutknecht N, Eduardo CP. (2013) Effects of Er:YAG and Er,Cr: YSGG laser irradiation on the adhesion to eroded dentin. *Lasers Med Sci.* DOI: 10.1007/s10103-013-1321-6.

Tabela 1. Two-Way ANOVA para a resistência de união (MPa) do sistema adesivo autocondicionante de 2 passos Clearfil SE Bond: substrato e tratamento ($p < 0,05$). GL=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio.

Fonte de variação	GL	SQ	QM	F	Valor-p
Interação	2	297.7	148.8	14.17	<0.0001
Substrato	1	411.6	411.6	39.18	<0.0001
Tratamento	2	87.20	43.60	4.150	0.0227
Resíduo	42	441.3	10.51		

Com base nos resultados do teste, a influência dos efeitos e da interação dos mesmos foi considerada significativa ($p < 0,05$).

Tabela 2. Médias ($\pm$ desvio-padrão) da resistência de união (MPa) do sistema adesivo autocondicionante de 2 passos Clearfil SE Bond após diferentes tratamentos em diferentes substratos (Two-Way ANOVA e Tukey, $p < 0,05$).

	Controle	Broca	Laser
Normal	15,09 ^{Bb} ($\pm 2,53$)	20,28 ^{Aa} ($\pm 1,96$)	10,90 ^{Bb} ($\pm 2,27$)
Hipermineralizada	21,26 ^{Aa} ($\pm 5,80$)	19,89 ^{Aa} ($\pm 2,58$)	22,69 ^{Aa} ($\pm 2,68$)

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

Tabela 3. Two-Way ANOVA para a resistência de união (MPa) do sistema adesivo autocondicionante de 2 passos Adhese: substrato e tratamento ($p<0,05$). GL=graus de liberdade; SQ=soma de quadrados; QM=quadrado médio.

Fonte de variação	GL	SQ	QM	F	Valor-p
Interação	2	288.1	144.0	10.29	0.0002
Substrato	1	195.1	195.1	13.93	0.0006
Tratamento	2	377.1	168.5	12.04	<0.0001
Resíduo	42	588.0	14.00		

Com base nos resultados do teste, a influência dos efeitos e da interação dos mesmos foi considerada significativa ($p<0,05$).

Tabela 4. Médias ($\pm$ desvio-padrão) da resistência de união (MPa) do sistema adesivo autocondicionante de 2 passos Adhese após diferentes tratamentos em diferentes substratos (Two-Way ANOVA e Tukey, $p<0,05$).

	Controle	Broca	Laser
Normal	17,85 ^{Aa} ($\pm 4,36$)	14,79 ^{Aa} ($\pm 1,47$)	5,84 ^{Bb} ($\pm 0,30$)
Hipermineralizada	17,26 ^{Aa} ($\pm 6,68$)	16,67 ^{Aa} ($\pm 1,90$)	16,65 ^{Aa} ($\pm 3,78$)

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

Análise de fratura

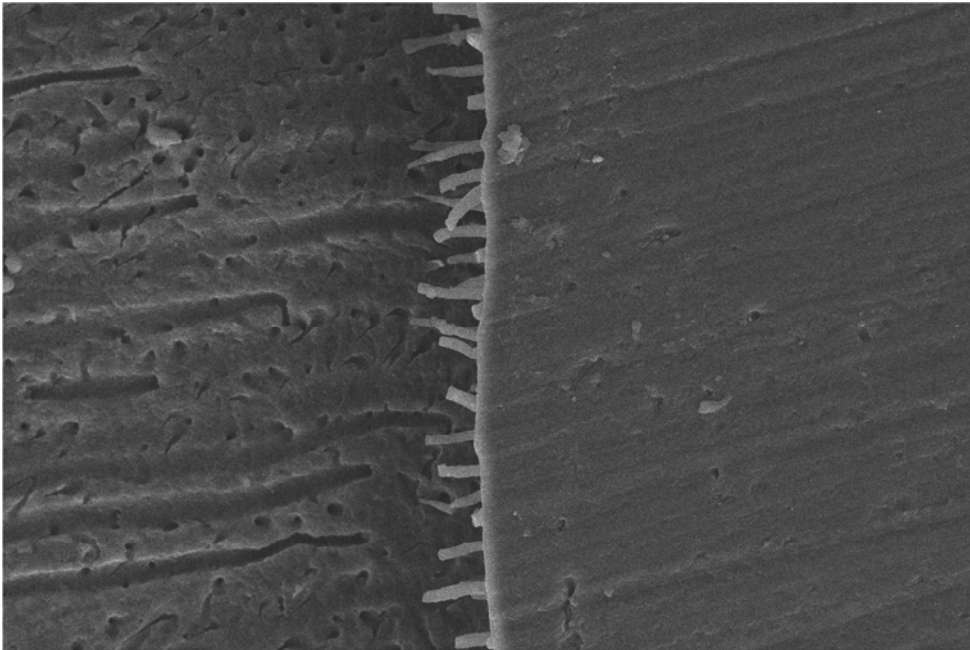
Tabela 5. Distribuição percentual (%) dos tipos de fraturas observadas no sistema adesivo Clearfil SE Bond. Tipos de fratura: A=adesiva; C=coesiva; M=mista.

	Controle	Broca	Laser
Normal	A=92,85; M=7,34	A=84,61; C=7,69 M=7,69	A=96,42; M=3,57
Hipermineralizada	A=96,66; M=3,33	A=77,77; C=11,11 M=11,11	A=85,71; C=10,71 M=3,57

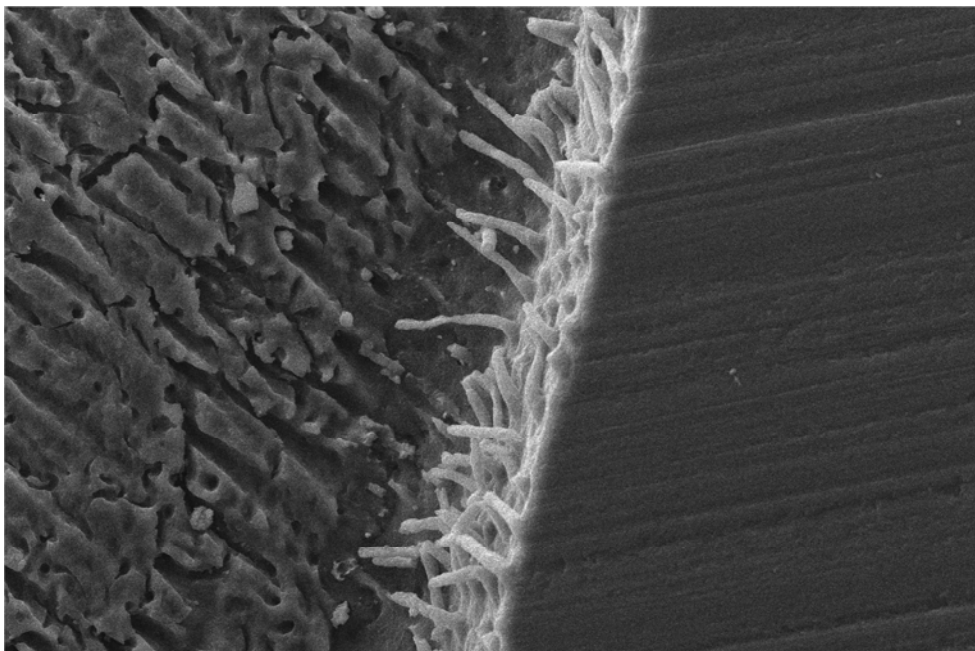
Tabela 6. Distribuição percentual (%) dos tipos de fraturas observadas no sistema adesivo Adhese. Tipos de fratura: A= adesiva; C= coesiva; M= mista.

	Controle	Broca	Laser
Normal	A=96,54; C=6,45	A=84,61; C=15,38	A=100
Hipermineralizada	A=96,15; M=3,84	A=93,10; C=6,89	A=92,85; C=7,14

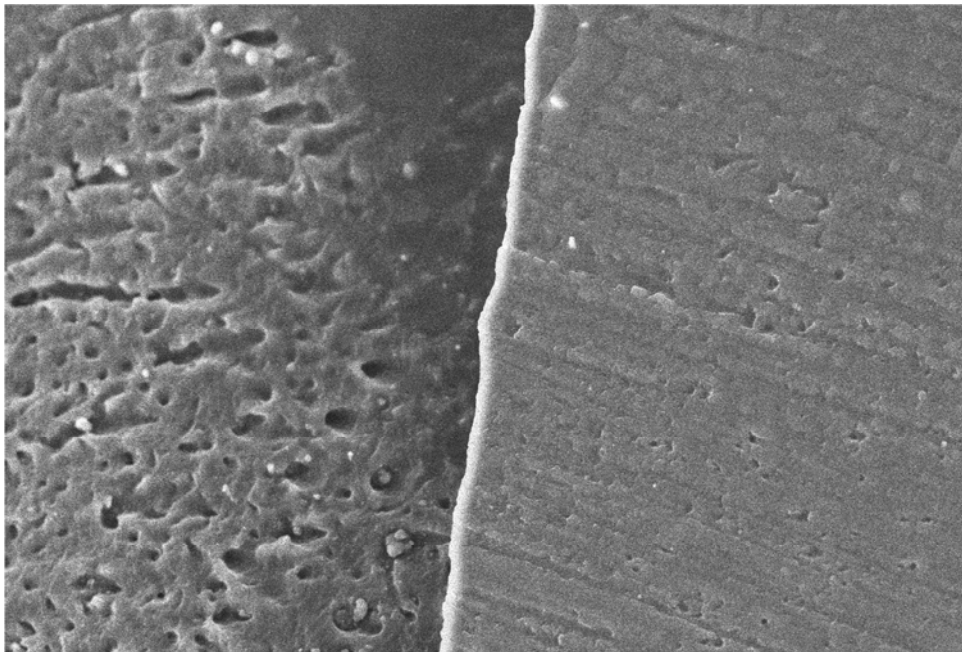
MEV – Interface adesiva



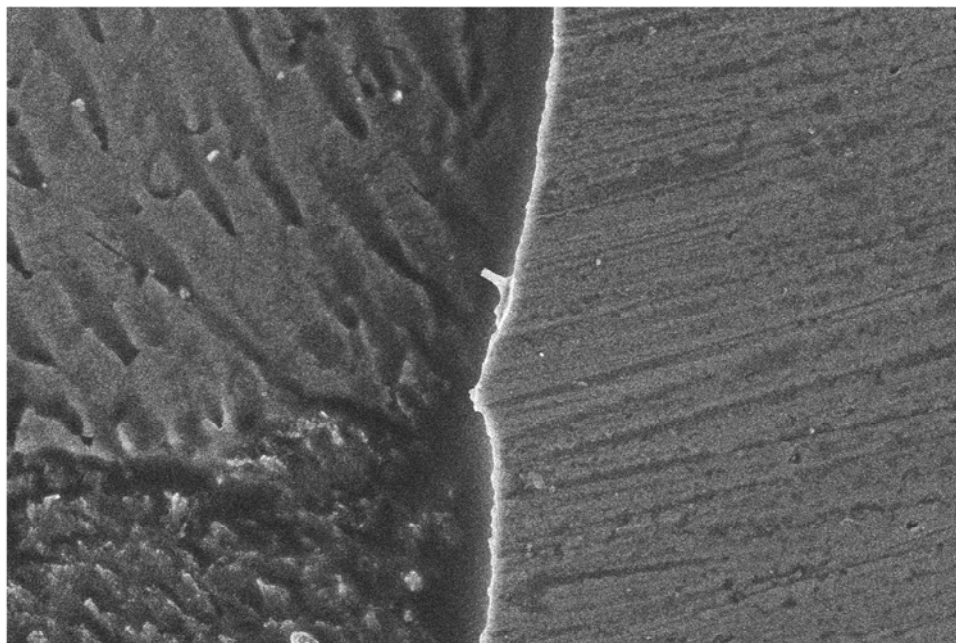
Controle: Dentina Normal Clearfil SE Bond



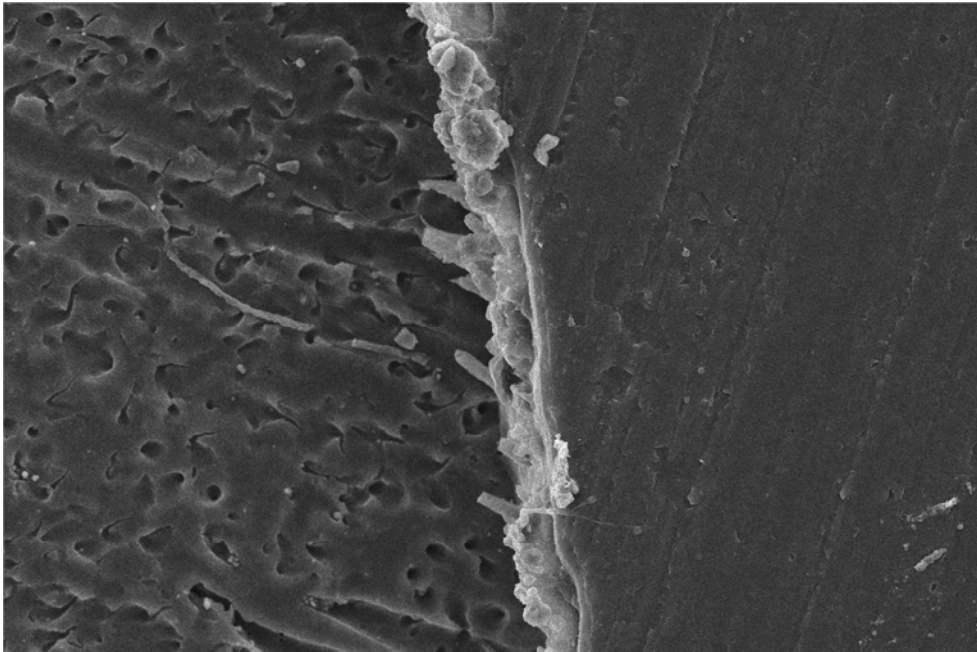
Controle: Dentina Hipermineralizada Clearfil SE Bond



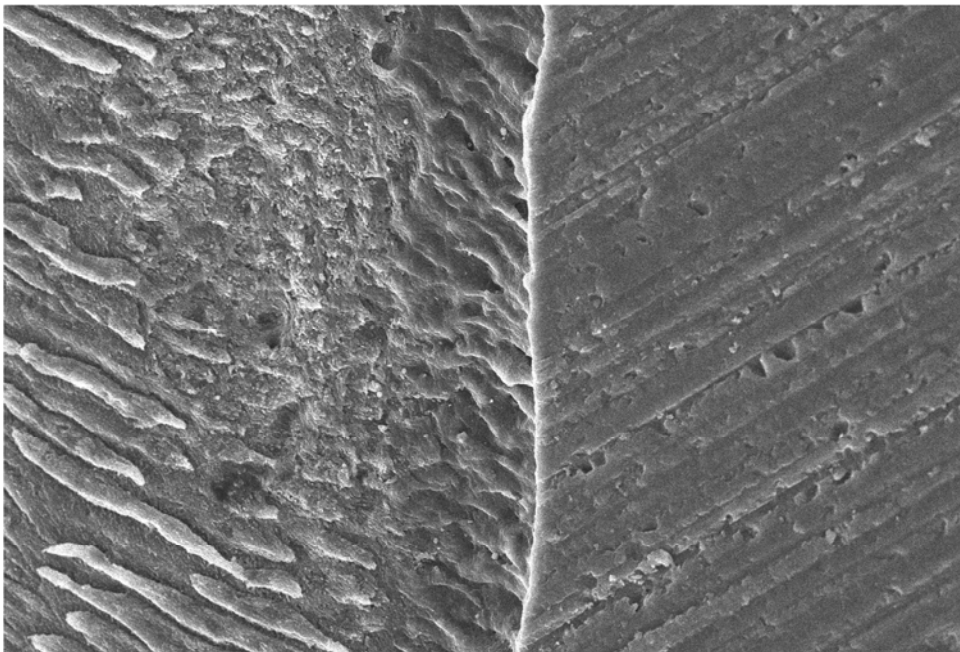
Controle: Dentina Normal Adhese



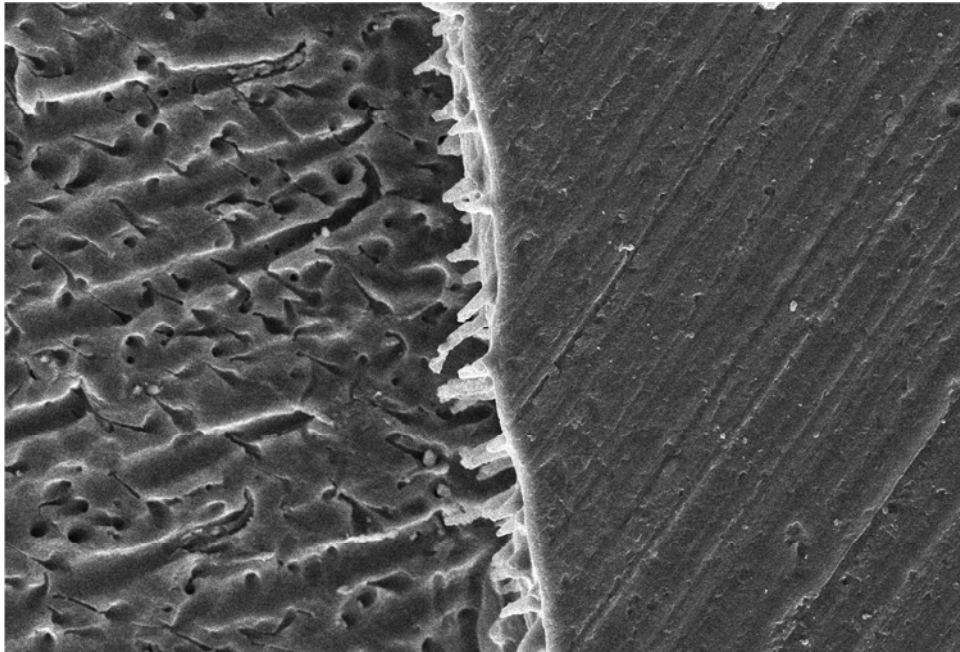
Controle: Dentina Hipermineralizada Adhese



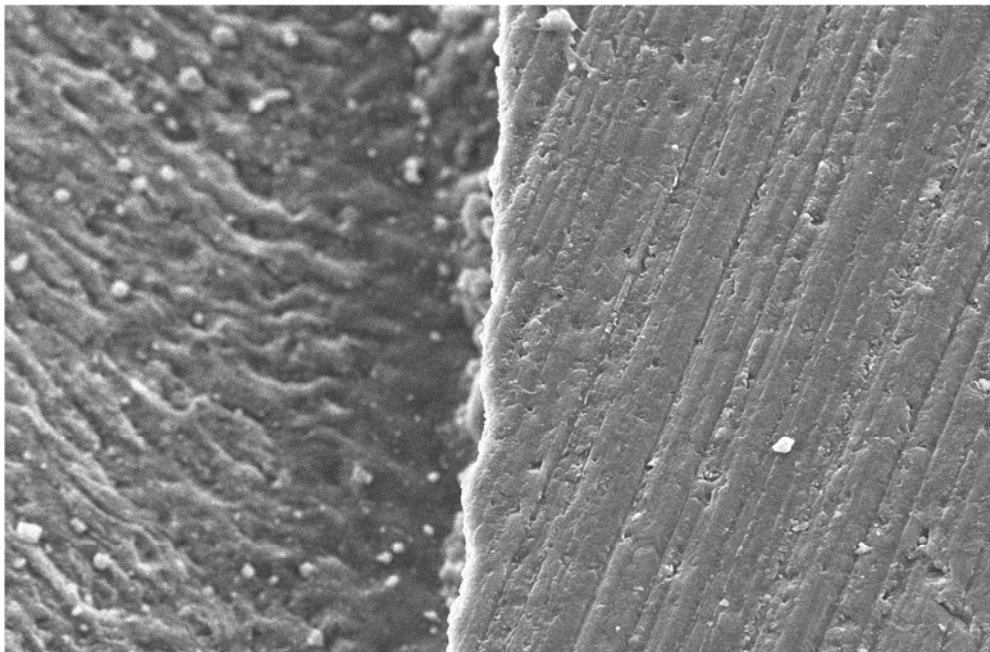
Broca: Dentina Normal Clearfil SE Bond



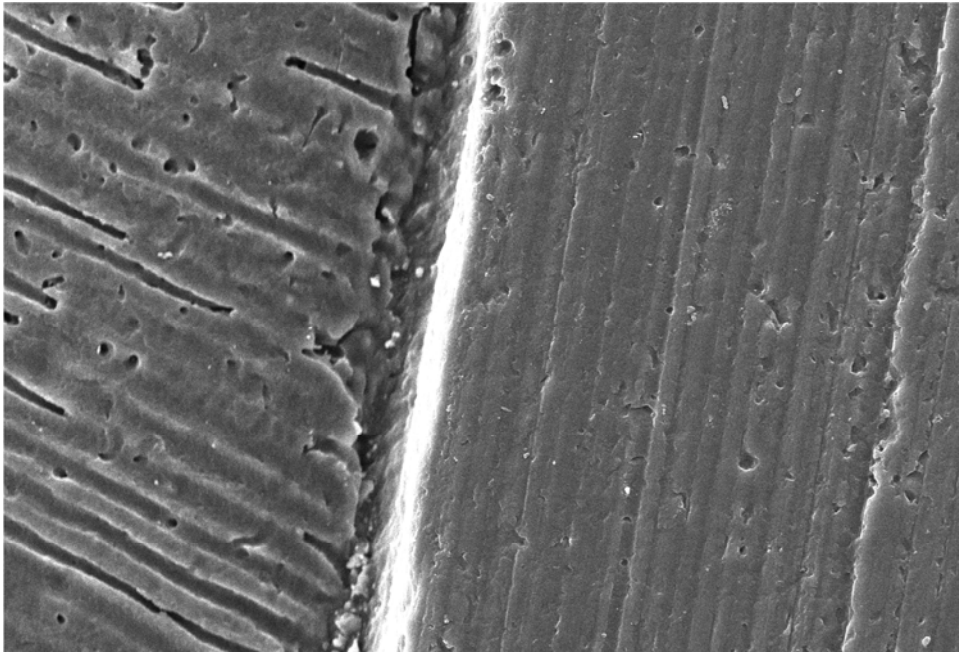
Broca: Dentina Hipermineralizada Clearfil SE Bond



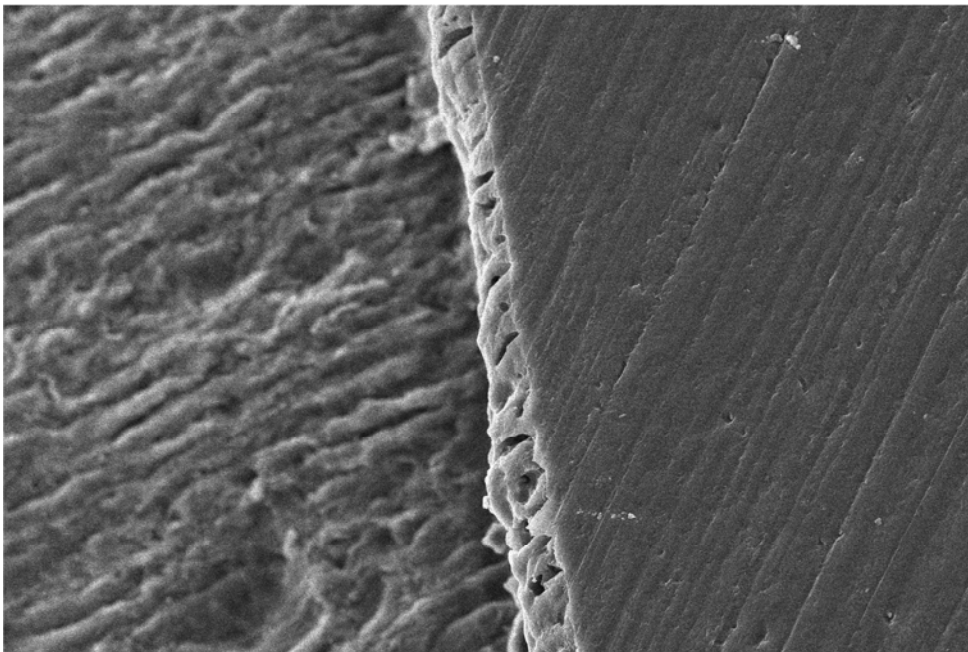
Broca: Dentina Normal Adhese



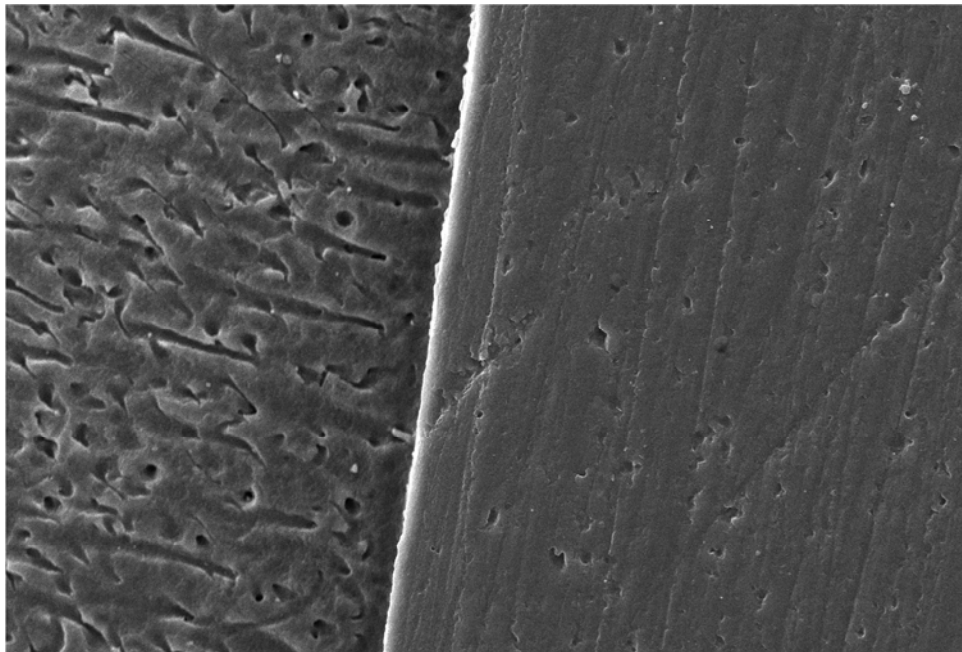
Broca: Dentina Hipermineralizada Adhese



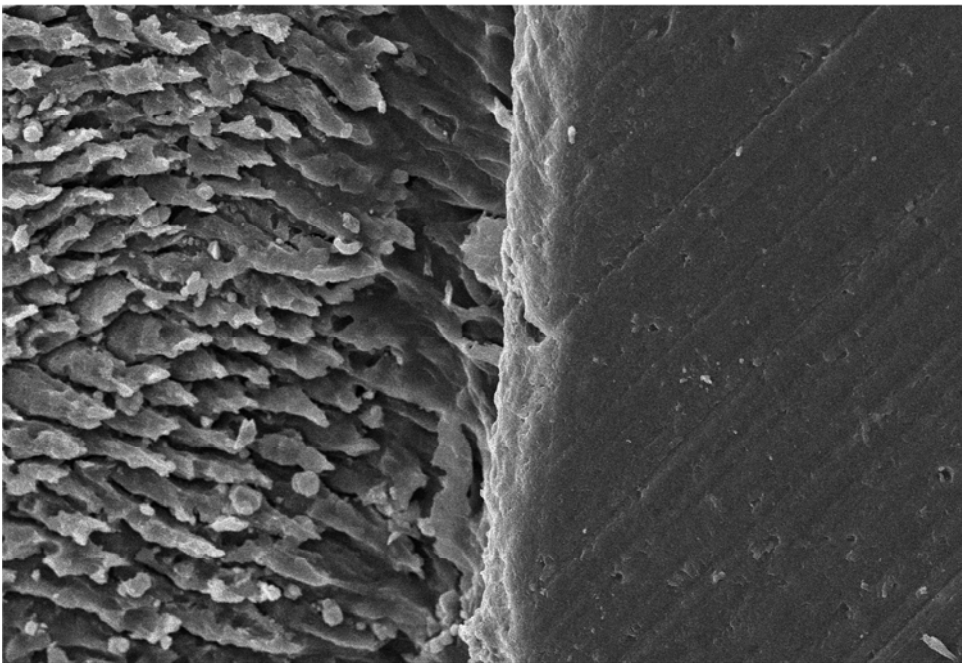
Laser: Dentina Normal Clearfil SE Bond



Laser: Dentina Hipermineralizada Clearfil SE Bond



Laser: Dentina Normal Adhese



Laser: Dentina Hipermineralizada Adhese

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base nos resultados obtidos neste estudo, pode-se afirmar que os sistemas adesivos autocondicionantes utilizados neste estudo apresentaram resistência de união aceitável tanto em substrato dentinário normal como em substrato hipermineralizado.

Não houve diferença estatística, em dentina hipermineralizada, para os diferentes tratamentos aplicados. Com as limitações deste estudo *in vitro* e considerando os parâmetros selecionados para irradiação da dentina, foi possível concluir que o tratamento com irradiação com o laser Er,Cr:YSGG ($71,4\text{J}/\text{cm}^2$; 200mJ, $\approx 4\text{W}$, 20Hz) foi favorável a μsBS em dentina hipermineralizada quando comparada a dentina normal.

A micromorfologia da interface adesiva varia de acordo com o tipo de adesivo autocondicionante utilizado, podendo apresentar desde diferentes espessuras de camada híbrida até pequenos *tags* de resina dispersos. Maiores investigações são necessárias para o aprimoramento do uso do laser no condicionamento dentinário hipermineralizado, bem como a análise química da interação deste substrato com os adesivos autocondicionantes.

5 REFERÊNCIAS*

1. Ayad MF, Maghrabi AA, Saif RE, García-Godoy F. Influence of tooth preparation burs on the roughness and bond strength of adhesives to human dentin surfaces. *Am J Dent.* 2011;24(3):176-82.
2. 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.
3. Carvalho AO, Reis AF, de Oliveira MT, de Freitas PC, Aranha AC, Eduardo Cde P, Giannini M. Bond strength of adhesive systems to Er,Cr:YSGG laser-irradiated dentin. *Photomed Laser Surg.* 2011;29(11):747-52.
4. Cooper LF, Myers ML, Nelson DG, Mowery AS. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J Prosthet Dent.* 1988;60(1):45-9.
5. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater.* 2008;24(7): 978-85.
6. Ermis RB, Temel UB, Cellik EU, Kam O. Clinical performance of a two-step self-etch adhesive with additional enamel etching in Class III cavities. *Oper Dent.* 2010;35(2):147-55.
7. Ferreira LS, Apel C, Francci C, Simoes A, Eduardo CP, Gutknecht N. Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers. *Lasers Med Sci.* 2010;25(6):849-54.
8. Lin S , Pan D, Lin Q, Yin S, Chen D, Liu Q, Yu L, Lin Z. Evaluation of phase, microstructure and composition of human dentine after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Nanosci Nanotechnol.* 2011;11(3):2421-6.
9. Moretto, S.G., 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.

*De acordo com o manual da FoAr/UNESP; adaptadas das normas Vancouver. Disponíveis no site <http://www.foar.unesp.br/#!/biblioteca/manual>

10. Oliveira MT, Arrais CA, Aranha AC, de Paula Eduardo C, Miyake K, Rueggeberg FA, Giannini M. Micromorphology of resin-dentin interfaces using one-bottle etch&rinse and self-etching adhesive systems on laser-treated dentin surfaces: a confocal laser scanning microscope analysis. *Lasers Surg Med.* 2010;42(7):662-70.
11. Ozel E, Say EC, Yurdaguvan H, Soyman M. One-year clinical evaluation of a two-step self-etch adhesive with and without additional enamel etching technique in cervical lesions. *Aust Dent J.* 2010;55(2):156-61.
12. Pashley EL, Horner JA, Liu M, Kim S, Pashley DH. Effects of CO² laser energy on dentin permeability. *J Endod.* 1992;18(6):257-62.
13. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997; 25(5):355-72.
14. Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007; 51(2):333-57, viii.
15. Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater.* 2010; 26(2):e24-37.
16. Perdigão J, Dutra-Corrêa M, Saraceni CH, Ciaramicoli MT, Kiyan VH, Queiroz CS. Randomized clinical trial of four adhesion strategies: 18-month results. *Oper Dent.* 2012;37(1):3-11.
17. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater.* 2010;26(12):1176-84.
18. Takahashi A, Inoue S, Kawamoto C, Ominato R, Tanaka T, Sato Y, Pereira PN, Sano H. In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems. *J Adhes Dent.* 2002;4(2):151-9.
19. 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.
20. White JM, Goodis HE, Marshall GW Jr, 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.

21. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle S, Hulscher BE, Rose CL. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(7):45-51.
22. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004;83(6):454-8.
23. Yousry MM, El Naga AA, Hafez RM, El-Badrawy W. Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quintessence Int.* 2011;42(9):e96-e106.

6 APÊNDICE

Figura A 1 – (a) Solução em pHmetro (Medidor de Íons; Q400ISE; Quimis - Brasil); (b) Dentes em solução mineralizante sobre agitador magnético (NT 151; Kline; Novatecnica – Brasil).

(a)

(b)



By Cintia S. Kubo

Figura A 2 - Microscopia eletrônica de varredura evidenciando dentina hipermineralizada artificialmente.

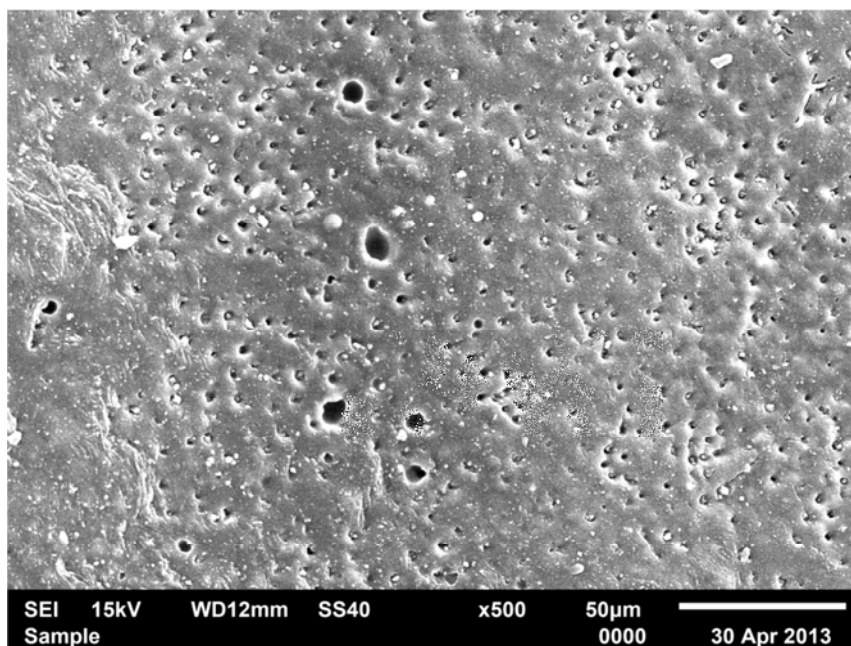
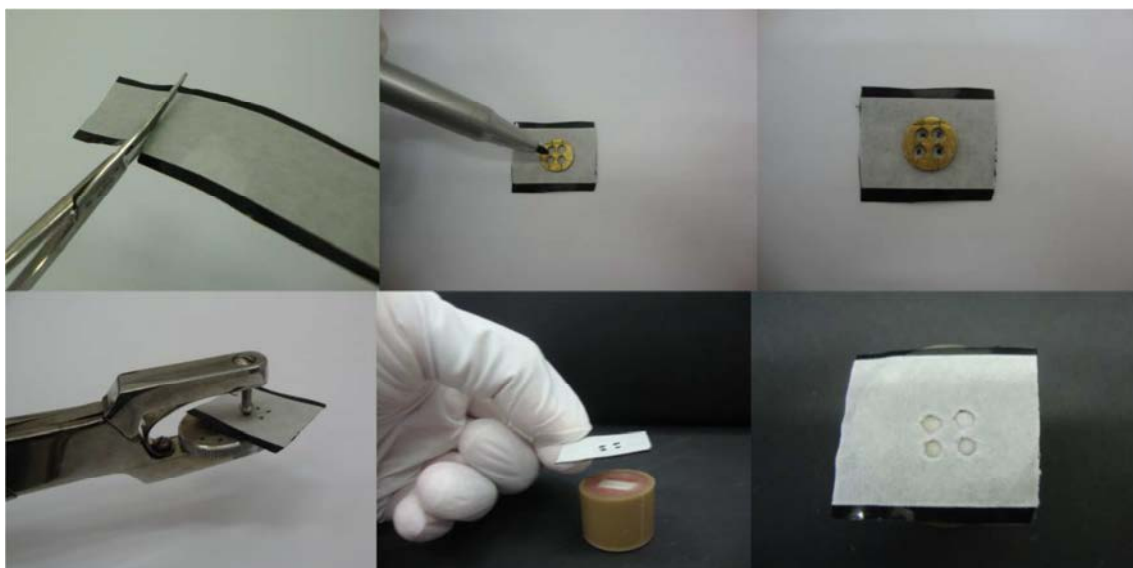


Figura A 3 – Tratamento com Laser Er:Cr:YSGG (Waterlase Millennium, Biolaser Technology, San Clement, CA, USA).



Figura A 4– Delimitação da área adesiva



By Cintia S. Kubo

Figura A 5- Matriz tripartida (a) e matriz transparente cilíndrica Tygon tubing com dispositivo para corte das matrizes cilíndricas (b)

(a)



(b)



By Cintia S. Kubo

Figura A 6 - Preparo da amostra

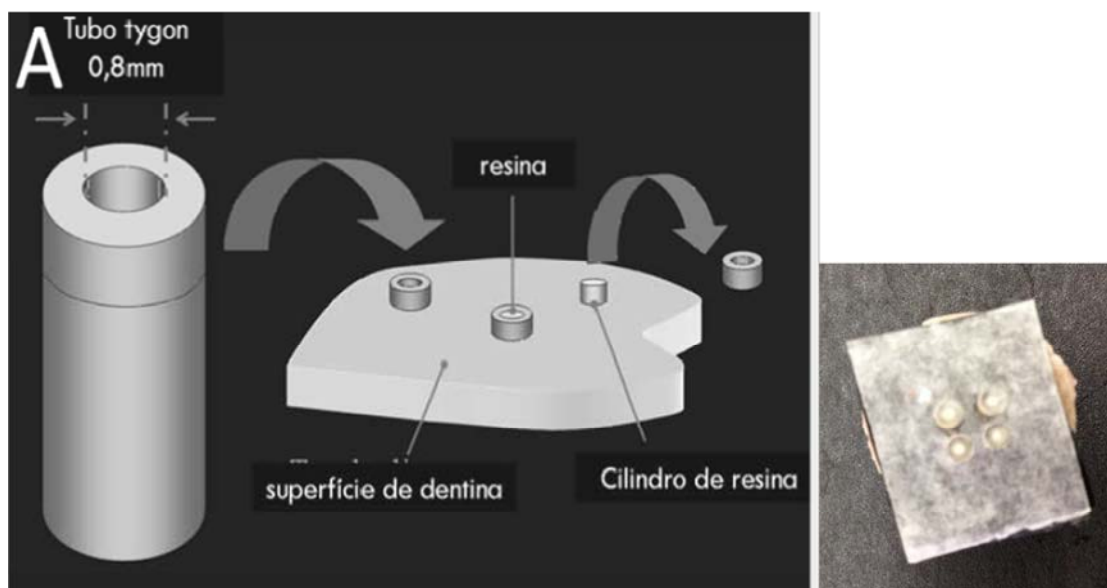
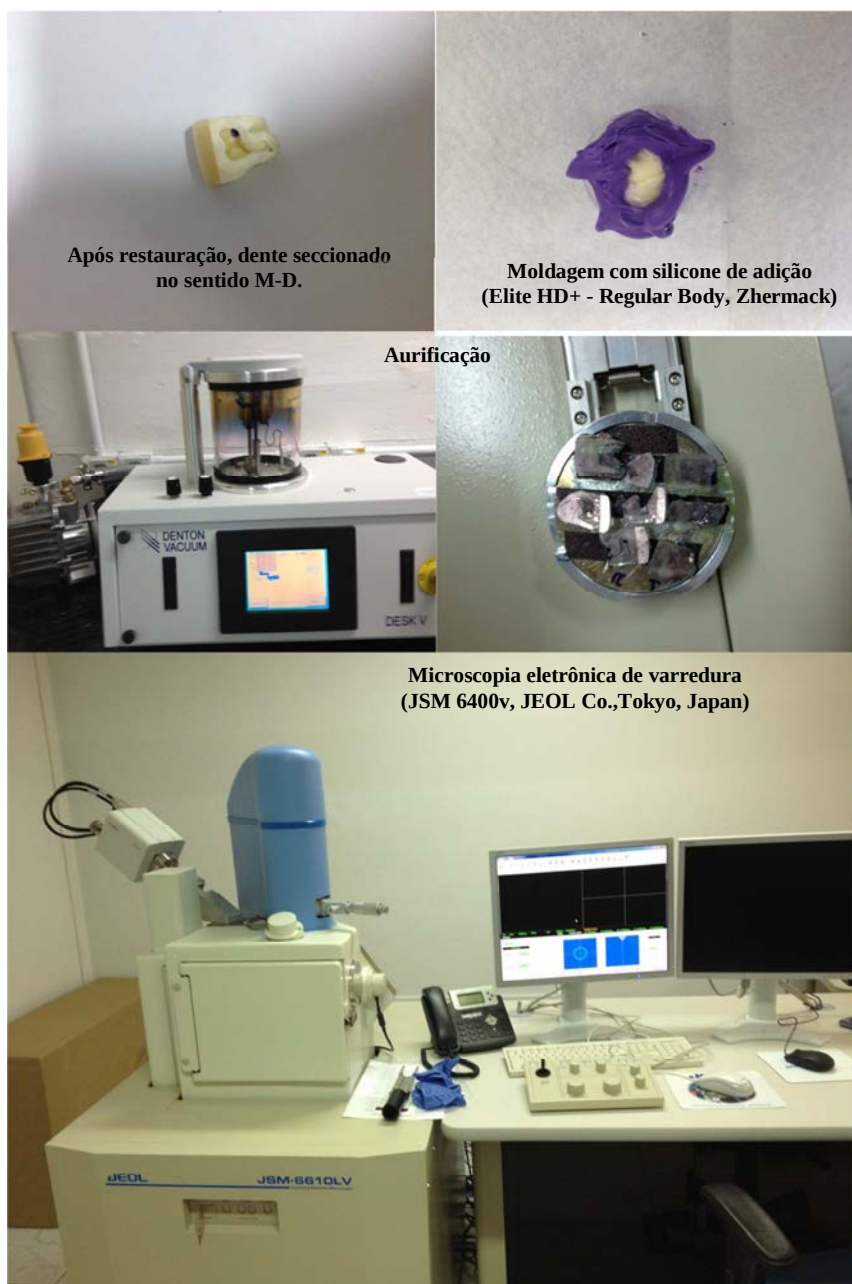


Figura A 7 – Ensaio mecânico de resistência de união ao microcisalhamento (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil).



Figura A 8 - MEV – Interface adesiva



7 ANEXO

Quadro 1 – Instruções da aplicação dos sistemas adesivos autocondicionantes empregados neste estudo de acordo com as recomendações dos fabricantes

Sistema Adesivo	Aplicação
Clearfil S³ Bond (Kuraray)	Aplicar e deixar atuar por 20”, aplicar um jato de ar por mais de 5 segundos e fotopolimerizar por 10”.
Optibond All in One (Kerr)	Aplicar por 20” “esfregando”, seguida de segunda aplicação por 20” “esfregando”. Aplicar jato de ar por 5” e fotopolimerizar por 10”.
Clearfil SE Bond (Kuraray)	Aplicar o primer por 20”, seguida de secagem, aplicar o adesivo e posterior secagem e fotopolimerização por 10”;
Adhese (Ivoclar/Vivadent)	Pincelar o primer durante 15”; dispersar o excesso com jato de ar. Aplicar o adesivo utilizando um leve jato de ar para dispersar o excesso e fotopolimerizar por 10”.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 30 de janeiro de 2014.

Máyra Andressa Rodrigues Valinhos Piccioni