**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

GUILHERME SAINTIVE CARDIA

**Efeito da variação da densidade de energia da ponta e da
frequência na resistência de união à dentina de sistema adesivo
convencional irradiado com diferentes LASERes de alta potência**

**BAURU
2015**

GUILHERME SAINTIVE CARDIA

Efeito da variação da densidade de energia da ponta e da frequência na resistência de união à dentina de sistema adesivo convencional irradiado com diferentes LASERes de alta potência

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama.

Versão Corrigida

**BAURU
2015**

Cardia, Guilherme Saintive

C179e Efeito da variação da densidade de energia da ponta e da frequência na resistência de união à dentina de sistema adesivo convencional irradiado com diferentes LASERes de alta potência / Guilherme Saintive Cardia. -- Bauru, 2015.

83p. : il. ; 30 cm

Tese (Doutorado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama

Nota: A versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Projeto de pesquisa aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, (Processo nº 018548/2013) em 19 de março de 2013.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais **Marcio** e **Ceres**, pelo amor, carinho, dedicação e principalmente confiança a mim oferecidos. Pelo apoio e incentivo que sempre me proporcionaram para a realização e concretização dos meus sonhos.

Ao meu irmão **André**, uma inspiração, uma pessoa guerreira e lutadora, sempre me apoiando em todos os meus passos nessa vida, não só profissionalmente como pessoal, um grande amigo.

A minha esposa **Livia**, que me apoia demais, minha companheira, super inteligente e pelo amor e incentivo, Te Amo.

Obrigado pela confiança, pelo apoio e incentivo na busca do crescimento pessoal e profissional.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama, pela transmissão de conhecimentos, por acreditar em mim, permitindo que eu fizesse escolhas traçando o caminho para a conclusão deste trabalho.

A todos os professores do Departamento de Dentística, pelos ensinamentos transmitidos ao longo do Curso de Doutorado.

Aos colegas de curso do doutorado em Dentística, Ana Carolina, Larissa e Maria Cristina (Kiki).

Ao Rafael Maenosono (Jack), sempre muito prestativo. Obrigado por toda ajuda, sem ela tudo seria mais difícil.

A Kiki, amiga o qual convivi estes anos, minha madrinha de casamento e que hoje considero uma verdadeira amiga, e levarei esta amizade por toda a vida.

Ao Juan Rommel, um amigo pra qualquer hora, agradeço a todas as oportunidades, a todos os conhecimentos transmitidos e a amizade que será pra sempre.

Aos Funcionários do Departamento de Materiais Dentários, Fob-USP pela amizade e carinho sempre dispensados a mim.

Aos Funcionários do Departamento de Dentística, Fob-USP pela amizade e carinho sempre dispensados a mim.

Aos Professores da minha graduação, Leandro Freitas e Paulo Padilha, pela transmissão de conhecimento, confiança e apoio oferecido no início desta minha caminhada.

À Fob - Universidade de São Paulo, onde pude ter o prazer de realizar meus sonhos com o auxílio do CNPq pela concessão da bolsa do doutorado.

E, finalmente, a todos que participaram e colaboraram, direta ou indiretamente, para o desenvolvimento e finalização desta tese. Sozinho não teria êxito nesta caminhada. A todos que tiveram papel importante para a transformação de um desejo em realidade,

muito obrigado.

*“Aqueles que passam por nós não vão sós,
não nos deixam sós. Deixam um pouco de si,
levam um pouco de nós.”*

Felipe Cortelline Roque

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar o efeito da irradiação de dois tipos de laser (laser Nd:YAG e de Diodo) sobre um sistema adesivo convencional de três passos, utilizando três diferentes densidades de energia da ponta, na resistência de união imediata e após 1 ano. Foram selecionados 70 dentes humanos e cada um teve sua coroa seccionada, expondo a superfície da dentina necessária para os procedimentos adesivos e restauradores. Após o preparo dos dentes, os mesmos foram aleatoriamente subdivididos em 7 grupos (n=10), sendo 6 grupos-teste e um grupo controle. Na sequência, foi aplicado o sistema adesivo Scotchbond™ Multi-Purpose Plus e, antes de sua fotoativação, em três grupos, o laser Nd:YAG foi utilizado com 3 diferentes densidades de energia (1 – 509,55 J/cm², 2 – 254,77 J/cm² e 3 – 127,38 J/cm²), o mesmo procedimento com as mesmas densidades foi realizado nos três demais grupos com o laser de Diodo. Após a irradiação seguida da fotoativação, os dentes foram restaurados com incrementos de resina composta Filtek™ Z250. Os dentes restaurados foram então imersos em água deionizada e mantidos em estufa a 37°C por um período de 7 dias. Após o armazenamento, os espécimes foram seccionados de modo que se obtivessem palitos com área transversal de aproximadamente 1mm². De forma aleatória, estes palitos foram separados em 2 grupos: o primeiro submetido imediatamente a testes de microtração em uma máquina de ensaio universal INSTRON 3342 e segundo submetido ao mesmo processo após 1 ano de armazenamento. Os valores de resistência de união foram submetidos aos testes ANOVA e post hoc de Tukey, para que comparações individuais pudessem ser realizadas. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os lasers utilizados. Os grupos irradiados com ambos os lasers apresentaram resultados similares ao grupo controle, com exceção ao grupo que utilizou o laser de Diodo com menor densidade de energia da (GD3), no qual o resultado foi inferior ao grupo controle no momento imediato. Quedas significativas nos valores de resistência de união foram observadas, com exceção aos grupos que utilizaram o laser de Diodo (GD3 – GD2) e o laser Nd:YAG (GNd3). Os diferentes lasers não apresentaram diferença entre si e não foram capazes de promover aumento na resistência e união imediata comparados ao grupo controle.

Todos os grupos obtiveram quedas na resistência de união, mesmo em alguns grupos esta queda não sendo significativa. Alterações de alguns parâmetros ou até mesmo a utilização de outro tipo de LASER poderiam ajudar a definir o protocolo ideal para o uso efetivo deste sistema de tratamento adjunto.

Palavras-chave: Lasers. Resistência à tração. Dentina.

ABSTRACT

Variation of the effect of the energy density of the fiber tip and frequency in bond strength to irradiated conventional dentin bonding system with different high-power LASERs

The aim of this work was to compare the effect of the irradiation of two types of laser (Nd:YAG and diode laser) on a conventional three-step adhesive system, using three different energy densities of the fiber tip in bond strength immediately and after 1 year. 70 human teeth were selected, and each one had the crown sectioned, exposing the dentin surface for the adhesive and restorative procedures. After teeth preparation, they were randomly divided into 7 groups (n = 10), being 6 test-groups and one control group. Thus, the bonding system Scotchbond™ Multi-Purpose Plus was applied, and before light cured, the Nd:YAG laser was used in three groups, with three different energy densities of the fiber tip (1 - 509.55 J/cm², 2 - 254.77 J/cm² and 3 - 127.38 J/cm²), the same procedures with the same energy densities of the fiber tip were performed for the diode laser. After irradiation followed by light cured, the teeth were restored with composite resin increments (Filtek™ Z250). The restored teeth were immersed in deionized water and maintained in oven at 37°C for 7 days. After storage, the specimens were sectioned in order to obtain sticks with cross-sectional area of approximately 1mm². Randomly, these sticks were divided into 2 groups: the first one was submitted immediately to microtensile tests in a universal testing machine INSTRON 3342, and the second group was submitted to the same procedure after one year of storage. The bond strength values were submitted to ANOVA and Tukey post hoc tests for individual comparisons. There was no statistically significant difference between the laser s. Irradiated groups showed similar results to the control group, except for the group that used the diode laser with lower energy density of the fiber tip (GD3), in which the results were lower than the control group in the immediate moment. Significant reduction in the values of bond strength were observed, except for the groups that used the diode laser (GD3 - GD2), and the Nd:YAG laser (GNd3). Different lasers did not differ among themselves and were not able to promote an increase in resistance and immediate union compared to the control group. All groups had declines in bond strength, even in some this fall not significant groups. Changes in some parameters or even the use of another type of laser could help define the optimal protocol for the effective use of this adjunctive treatment system.

Keywords: Lasers. Tensile strength. Dentin.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - A) Vista oclusal da matriz (M) de silicone de condensação de 6mm de largura por 6mm de comprimento, posicionada de forma centralizada sobre a dentina. B) Área a ser irradiada (I), delimitada pelo esmalte de unha (E).....39
- Figura 2 - A) LASER Nd:YAG (Smartfile, Deka, Calenzano, Itália; B) LASER de Diodo (SiroLaser, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha).....40
- Figura 3 - A) Máquina de cortes seriados (Isomet™ Low Speed Saw®, Buehler, Lake Bluff, EUA). B) O primeiro corte é realizado no sentido mésio-distal da coroa, gerando fatias de aproximadamente 1mm de espessura. C) Corte semelhante é realizado, agora no sentido vestibulo-lingual do mesmo dente, gerando palitos com área de secção transversal de aproximadamente 1mm².44
- Figura 4 - Máquina de teste Instron, com o dispositivo de microtração similar ao de Bencor multi T (T)45
- Figura 5 - Espécime posicionado com a interface adesiva perpendicular ao eixo de movimentação da máquina de teste Instron45
-
-

LISTA DE TABELAS E QUADROS

- TABELAS

Tabela 1 - Representação dos resultados obtidos pelo teste estatístico ANOVA 3 critérios (Laser, Densidade de energia e Tempo).....	49
Tabela 2 - Representação dos resultados obtidos pelo teste estatístico ANOVA 2 critérios (Tratamento x Tempo).....	49
Tabela 3 - Média $\pm$ desvio padrão da resistência de união (MPa) obtida por cada grupo no momento de teste imediato e após 1 ano, comparações individuais pelo teste de Tukey representadas por letras	50
Tabela 4 - Porcentagem do tipo de fratura de cada grupo	51

- QUADROS

Quadro 1 - Instruções para aplicação do sistema adesivo e composição, segundo orientações do fabricante.	40
Quadro 2 - Grupos testes com dois tipos de LASER (Nd:YAG; Diodo) e 3 formas de variações de frequência e energia por pulso, mantendo a potencia de 0,8W.	41
Quadro 3 - Valores dos parâmetros utilizados para ambos os LASERes na irradiação dos espécimes.....	42

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	19
3	PROPOSIÇÃO.....	33
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	37
5	RESULTADOS	49
6	DISCUSSÃO.....	55
7	CONCLUSÕES.....	67
	REFERÊNCIAS	71
	ANEXOS.....	81

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O principal mecanismo de retenção dos sistemas adesivos atuais baseia-se na formação de uma camada híbrida, ou hibridização da dentina, como definida por Nakabayashi et al. (1982). Camada híbrida é nome dado à camada ácido-resistente encontrada abaixo da interface adesiva, formada pela interdifusão do monômero resinoso entre as fibrilas de colágeno da dentina expostas pelo condicionamento ácido. Após a hibridização bem sucedida, esta camada formada é responsável pelo selamento dentinário, menor infiltração marginal e diminuição da sensibilidade pós-operatória (NAKABAYASHI, KOJIMA, MASUHARA, 1982).

A qualidade da camada híbrida formada depende de uma série de fatores inerentes não somente às características do substrato dentinário e aos tratamentos deste, mas também dos tipos de sistemas adesivos utilizados (KUWANA, 2008). Os primeiros estudos que buscaram melhorar a qualidade e longevidade desta camada híbrida foram dirigidos fundamentalmente aos sistemas adesivos. Assim, sistemas adesivos convencionais são baseados no condicionamento dentinário prévio com ácido fosfórico, que promove a remoção total da *smear layer* e exposição das fibrilas colágenas, com subsequente interpenetração do primer e adesivo (NAKABAYASHI, KOJIMA, MASUHARA, 1982). Os sistemas que utilizam esse mecanismo de ação geram camadas híbridas espessas (ARRAIS, GIANNINI, 2002; SUSIN, OLIVEIRA JÚNIOR, ACHUTTI, 2003). Porém, a probabilidade de ocorrência de falhas em função da hidrólise e degradação das fibrilas colágenas que foram expostas pelo condicionamento ácido e não foram infiltradas pelo adesivo é mais alta, podendo comprometer a integridade a longo prazo (SUSIN, OLIVEIRA JÚNIOR, ACHUTTI, 2003; NAKABAYASHI, PASHLEY, 1998).

Na tentativa de minimizar tais inconvenientes, sistemas adesivos autocondicionantes, que se baseiam na incorporação da *smear layer* na formação da camada híbrida, foram pesquisados e desenvolvidos (WATANABE, NAKABAYASHI, PASHLEY, 1994). Estes sistemas simplificam a técnica adesiva, acarretando em economia de tempo. A redução do número de passos clínicos diminui a possibilidade de falhas durante as sensíveis etapas de condicionamento, lavagem e secagem da dentina, quando comparados aos adesivos convencionais

(OLIVEIRA et al., 2002; BOUILLAGUET, 2001). Sistemas adesivos autocondicionantes permitem simultânea desmineralização e infiltração do monômero adesivo na dentina (TAY, PASHLEY, YOSHIYAMA, 2002), aumentando a probabilidade de penetração entre as fibrilas colágenas expostas, diminuindo a quantidade de fibrilas colágenas expostas e não infiltradas pelo adesivo (WATANABE, NAKABAYASHI, PASHLEY, 1994). Este mecanismo de ação elimina a necessidade de remoção da *smear layer*, incorporando-a a camada híbrida e interagindo com a dentina subjacente de diferentes maneiras, dependendo principalmente do seu potencial ácido (BOUILLAGUET et al., 2001; KWONG et al., 2002). Esta estratégia de adesão gera camadas híbridas mais delgadas e com “tags” escassos, curtos e estreitos, porém apresentam-se mais homogêneos (YOSHIIYAMA et al., 1996; SANO et al., 1999; TAY, PASHLEY, 2001). No entanto, a qualidade da adesão produzida por esse método pode sofrer variações de acordo com as características da *smear layer* que serve de substrato na formação da camada híbrida, tais como densidade e espessura (NAKABAYASHI, ASHIZAWA, NAKAMURA, 1992; KOIBUCHI, YASUDA, NAKABAYASHI, 2001).

Independentemente do sistema adesivo, a qualidade e uniformidade da camada híbrida com boas propriedades físicas e mecânicas são fatores importantes para se obter adesão e estabilidade a longo prazo. Diferentes estudos, com novas propostas, têm sido conduzidos em busca da melhora do padrão de adesão. Entre as diferentes propostas consideradas recentemente, a utilização do laser como um adjunto às técnicas de adesão emerge como uma possível solução. Especula-se que com o uso do laser, falhas na interface adesiva tais como uma baixa qualidade e durabilidade da cama híbrida nas restaurações a curto e longo prazo, seja pela técnica empregada ou pelo mecanismo de ação dos sistemas adesivos, possam ser minimizadas.

Os primeiros estudos para se observar mudanças morfológicas das estruturas dentárias com o uso do laser ocorreram no início da década de 1960 (STERN, SOGGNANES, 1964). Contudo, somente a partir da década de 1990 a utilização do laser começou a ser pesquisada no tratamento da superfície dentária para melhora no padrão da adesão.

Em um estudo realizado por Gonçalves, Araújo e Damião (1999), os autores irradiaram o laser de Nd:YLF (Fluoreto de Ítrio e Lítio dopado com íons Neodímio)

sobre a dentina já condicionada pelo ácido fosfórico e impregnada com adesivo 3 passos convencional (Scotchbond Multi-Purpose) não fotoativado. Os resultados obtidos através de teste de cisalhamento mostraram significativo aumento da resistência de união, em comparação com controles não tratados com o laser. Através da análise da superfície irradiada com a utilização de um espectrômetro de raio-X, os autores concluíram que a melhora na resistência de união encontrada com a utilização de laser ocorreu devido a um processo de fusão e recristalização da hidroxiapatita dentinária na presença de monômeros resinosos, resultando num substrato mais resistente e com maior afinidade química ao processo de adesão (GONÇALVES, ARAÚJO, DAMIÃO, 1999).

O laser utilizado por Gonçalves, Araújo e Damião (1999) era de caráter experimental, desenvolvido no Instituto de Estudos Avançados e no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IEAv e IPEN, São José dos Campos, Brasil). O equipamento possuía proporções enormes, impossibilitando o seu uso clínico, porém seus resultados promissores fizeram com que novas pesquisas comesçassem a ser realizadas com diferentes tipos de laser, tais como Nd:YAG (Granada de Ítrio e Alumínio, dopado com Neodímio) (FRANKE et al., 2006; MARIMOTO et al., 2013).

O laser Nd:YAG, foi introduzido na Odontologia há mais de 30 anos com diferentes formas de atuação, seja em tecido mole e/ou estruturas dentárias. Após diversos trabalhos realizados, o laser Nd:YAG tem se mostrado efetivo em diversos tipos de tratamentos: como dessensibilizante (GUTKNECHT et al., 1997); na modificação da superfície dentária (HESS, 1990); no selamento de cicatrículas e fissuras em esmalte (WHITE, 1993); na remoção e recontorno de tecido mole e na coagulação (MYERS, MYERS, STONE, 1989); e no tratamento de lesões incipientes e remoção de lesões de cárie (MYERS, MYERS, 1985; ROLLA et al., 2006). O laser Nd:YAG, no entanto, possui dimensões grandes e custos elevados não apenas como ferramenta de pesquisa, mas principalmente para sua utilização clínica.

O laser de Diodo, por outro lado, foi recentemente introduzido na rotina de uma grande quantidade de consultórios dentários. Ele tem sido utilizado em pequenas cirurgias para remoção de hiperplasias, frenectomias, reaberturas de implantes, clareamentos dentais e laser terapias (ZHANG et al., 2007; RONCATI, GARIFFO, 2014). Uma das razões da popularidade deste tipo de laser está relacionada à sua eficácia e ao baixo custo do equipamento, em comparação aos

outros tipos de laser (GUTKNECHT et al., 1997). Com dimensões significativamente menores e mais leve quando comparado com o laser Nd:YAG, o laser de Diodo pode irradiar com diferentes comprimentos de onda. O comprimento de onda de 970nm do laser de Diodo é muito próximo dos 1064nm do laser Nd:YAG, o que o torna uma alternativa em potencial na melhora qualidade e durabilidade da camada híbrida a curto e longo prazo. Contudo, até o momento, trabalhos na literatura testando o efeito do laser de Diodo com este fim são pouco encontrados.

Maenosono et al., (2015) mostrou que a utilização do laser de Diodo foi capaz de aumentar a resistência de união de dois sistemas adesivos (SingleBond 2 e EasyOne). Vale ressaltar que a energia emitida pelos diferentes tipos de laser pode ser entregue de diferentes maneiras, o que acarretam em diferentes protocolos que variam enormemente nos diferentes estudos (GONÇALVES, ARAÚJO, DAMIÃO, 1999; FRANKE et al., 2006; ROLLA et al., 2006; ARISU, DALKIHÇ, UÇTASLI, 2011; CASTRO et al., 2012; MARIMOTO et al., 2013; RIBEIRO et al., 2013; MAENOSONO et al., 2015) sendo de suma importância a investigação da influência de parâmetros ou diferentes protocolos de irradiação utilizados.

Com base no estado atual das pesquisas, fica claro que o uso do laser como um adjunto na obtenção de uma melhor adesão em restaurações dentárias está ainda em fase de estudo. Diversos aspectos técnicos ainda precisam ser elucidados antes que seu uso na odontologia possa ser considerado de forma mais ampla e eficiente. Além da compreensão dos efeitos da interação do laser com os tecidos duros dentais e com os materiais odontológicos, também existe a necessidade de se definir questões importantes, tais como o equipamento mais adequado, os parâmetros e protocolos a serem utilizados, para que comparações entre estudos possam ser realizadas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Buonocore (1955) apresentou um método no qual resinas acrílicas eram capazes de serem aderidas em uma superfície de esmalte dentário. O autor observou que através de um condicionamento prévio na superfície com uma solução de ácido fosfórico a 85%, poderia ocorrer uma alteração química no esmalte com aumento da área de superfície que possibilitaria uma união da resina a este substrato dentário.

Em 1956, Brudevold, Buonocore e Wileman realizaram um estudo buscando a adesão de resina acrílica em substrato de dentina. Neste estudo foi observado uma maior dificuldade de união da resina à superfície dentinária, quando comparada à adesão obtida em esmalte, devido a presença de umidade nesta superfície. No entanto, quando realizado o condicionamento prévio com ácido fosfórico previamente a aplicação do sistema adesivo, os resultados foram mais satisfatórios. Porém, com pouco tempo de imersão em água esta resistência de união já diminuía drasticamente.

Stern e Sognnaes (1964) realizaram a primeira experiência no dente com laser, ao irradiarem o laser de Rubi, com comprimento de onda de 694nm, sobre a superfície de esmalte e dentina. Observaram uma redução da permeabilidade da dentina e desmineralização do esmalte, no entanto, relataram que este laser pode induzir graves efeitos colaterais térmicos tais como lesão irreversível de fibras nervosas e rachaduras no dente.

Bowen (1965) teve como objetivo de seu trabalho investigar a utilização de um copolímero entre o substrato dentinário úmido e a resina acrílica. Foi utilizado o copolímero *N-phenylglycine* e *glycidyl methacrylate* (NPG-GMA) e resultados bastante favoráveis foram observados para um primeiro estudo, no qual foram obtidos 66,8 Kg/cm² (quase 7 MPa). Estes valores foram obtidos através de uma análise quantitativa utilizando um dispositivo para avaliar a resistência à tração.

Gwinnett e Matsui (1967) avaliaram através de microscopia óptica e eletrônica a relação entre a superfície de esmalte e o adesivo aplicado. Observaram que a desmineralização do esmalte era um fator primordial para o quadro de adesão e

retenção ao esmalte, fazendo com que o adesivo pudesse penetrar nas micro-retenções criadas pelo condicionamento ácido, e denominaram este fenômeno como “tags”. Observaram, como resultado da microscopia, “tags” que variaram entre 10 a 25µm de comprimento.

Fusayama et al., (1979) observaram que através do condicionamento ácido prévio à restauração de resina, que ambos os substratos esmalte e dentina apresentaram resultados favoráveis quanto a resistência de união. Os autores concluíram que o condicionamento ácido em dentina também favorece a adesão a este substrato.

Em 1982, Nakabayashi et al., preconizaram a desmineralização do substrato dentinário para proporcionar a penetração de monômeros resinosos contendo grupos hidrofílicos na dentina previamente à polimerização. Os resultados foram analisados através de microscopia eletrônica de varredura no qual observaram a importância desta infiltração do monômero na dentina, e com testes de tração onde foi observada uma resistência de união de 18 MPa. Os monômeros foram capazes de penetrar na dentina intra e intertubular, aumentando a resistência de união.

Hibst e Keller, em 1989, realizaram um estudo no qual tinham como objetivo investigar o efeito da irradiação do laser Er:YAG nas superfícies dentárias de esmalte e dentina. Observaram que este tipo de laser é capaz de remover as estruturas dentárias, como dentina, esmalte e dentina cariada, pois concluiu-se que a água presente nesses substratos e a matriz inorgânica são fatores que interagem esta radiação laser. Com um comprimento de onda de 2940nm, foi observado que quando o substrato absorve esta onda de laser, um rápido aquecimento ocorre causando microexplosões com consequente formação de microcrateras, removendo estes tecidos. Este fenômeno é conhecido como ablação.

Bahar e Tagomori, em 1994, observaram através de um microscópio eletrônico de varredura, que a irradiação do laser Nd:YAG causa uma alteração na ultraestrutura do esmalte, deixando este mais ácido resistente, funcionando como um selante. Os autores não apresentaram todos os parâmetros utilizados pelo laser Nd:YAG, apenas que a energia por pulso foi de 0,75mJ. Todas as superfícies de cicatrículas e fissuras pintadas com uma tinta a prova d`água preta, para melhorar a absorção do laser na superfície do esmalte. Depois da aplicação do laser, toda

superfície pintada foi limpa com etanol. Através de um sonda microanalisadora de elétrons (EPM) foi observado que a aplicação do flúor (APF) após a irradiação do laser tem melhor incorporação ao substrato dentário comparado a aplicação do flúor (APF) sozinho.

Visuri, Walsh e Wigdor (1996) observaram que vários estudos com diferentes tipos de lasers estavam sendo realizados sem a preocupação com a câmara pulpar, e a partir desta observação realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da refrigeração com água durante a ablação ocorrida com a irradiação do laser Er:YAG. Tiveram como resultados que em sua potência máxima de irradiação (frequência de 10Hz; energia por pulso de 360mJ; e 3,6W de potência), com um volume de água a 4,5 ml/min, a temperatura da câmara pulpar não excedeu a diferença de 3°C.

Em 1999, Gonçalves, Araújo e Damião realizaram um estudo com o objetivo de investigar o efeito da irradiação do laser Nd:YLF (densidade de energia de 1,31 J/cm²; energia por pulso 250mJ; frequência de 0,3Hz; e diâmetro do feixe de 5mm) na dentina. Sessenta incisivos bovinos foram extraídos, limpos e imersos em água destilada a 18°C por 14 dias. Após os 14 dias, as raízes foram seccionadas, a polpa foi removida e as raízes foram posicionadas em uma matriz de acrílico. Através de radiografias foi checado a espessura existente, 2,0mm ($\pm 0,2$). Os espécimes foram subdivididos em 2 grupos, o Grupo controle e o grupo teste sendo estes subdividido em 3 protocolos de tratamento da dentina: 1- dentina tratada de acordo com o fabricante, condicionada com ácido fosfórico a 37% e aplicado sobre esta o sistema adesivo convencional de três passos (Scotchbond Multipurpose Plus); 2- o mesmo tratamento da dentina de acordo com o fabricante, porém antes da fotoativação, era irradiado o laser Nd:YLF; 3- a irradiação com o laser era realizada antes do tratamento convencional da dentina. Os resultados obtidos através de testes de cisalhamento, sugeriram que o protocolo utilizado pelo grupo 2, irradiação com laser após o tratamento da dentina, porém antes da fotoativação do sistema adesivo, foi mais eficiente comparado aos grupos 1 e 3 obtendo resultados promissores sobre a resistência de união, criando um novo substrato, mais resistente e mais susceptível a adesão.

Matos et al. (1999) avaliaram a resistência de união da resina composta na dentina tratada com laser Nd:YAG (Potência de 0,6W; Frequência de 15Hz; Energia

por pulso de 40 mJ) antes e após procedimentos adesivos. 30 incisivos humanos recém extraídos foram utilizados. Os espécimes foram separados em 3 grupos: Grupo 1 (controle) condicionamento ácido (Ácido fosfórico 35%) + sistema adesivo (SingleBond); Grupo 2 – laser + condicionamento ácido + sistema adesivo; Grupo 3 – condicionamento ácido + sistema adesivo + laser antes da fotoativação do sistema adesivo. Após os resultados, os autores concluíram que os grupos 1 e 3 não tiveram diferença de resistência de união, porém os dois foram maiores que o grupo 2 que utilizou o laser antes do condicionamento ácido e da aplicação do sistema adesivo.

Em 2001, Ceballos et al. realizaram um estudo onde o propósito foi comparar a microinfiltração em restaurações de classe V onde foi realizado o condicionamento da superfície com ácido fosfórico a 35%, laser Er-YAG ou ambas as técnicas, sendo primeiro a aplicação com laser, com o intuito de avaliar se o laser Er-YAG poderia ser um substituto da técnica de condicionamento ácido prévio às restaurações com resina composta. Após os tratamentos e subsequente restauração, os espécimes foram preparados para serem analisados através de um microscópio eletrônico de varredura. Os resultados obtidos mostraram que nenhum grupo realizado conseguiu evitar a microinfiltração. Na margem oclusal em esmalte, os espécimes que foram irradiados com laser obtiveram os piores resultados, já na margem gengival tanto o condicionamento com ácido ou com laser apresentaram resultados ruins, com infiltração severa sem diferença entre ambos os tratamentos. Como conclusão, os autores não consideraram o laser Er-YAG como uma alternativa viável ao condicionamento prévio com ácido fosfórico em dentina já estabelecido pela literatura.

De Munck et al. (2002) buscaram validar a hipótese de que a irradiação com laser Er-YAG com a finalidade de realizar o condicionamento do substrato seria mais favorável para a adesão do que o preparo do substrato realizado com brocas e pontas diamantadas convencionais, através de teste de microtração. Os autores concluíram que o preparo realizado com ablação a laser Er-YAG foi provavelmente a maior razão da diminuição de resistência de união, podendo comprometer clinicamente a longo prazo, pois o laser Er:YAG faz com que diminua a água existente na dentina, removendo a parte orgânica do substrato, causando microfissuras abaixo da camada híbrida formada pela futura restauração.

Lan et al., (2004) avaliaram as mudanças morfológicas da dentina após o “derretimento” causado pelo laser Nd:YAG, já observado em um estudo anterior realizado por estes autores, em 1996, no qual o laser Nd:YAG provocou um “derretimento” na dentina normal, tamponando os túbulos expostos que causavam a sensibilidade dentinária sem causar efeitos prejudiciais à polpa. Neste estudo, moldagens com silicona de adição foram realizadas antes e após a irradiação do laser e estas foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura. As moldagens realizadas após a aplicação do laser Nd:YAG foram analisadas e não foram encontradas hastes de silicona ao contrário das moldagens realizadas antes da aplicação do laser, onde foram encontradas inúmeras hastes. Concluíram que o laser Nd:YAG, com as especificações de: comprimento de onda de 1064nm; potência de 0,3W; energia por pulso de 30mJ; frequência de 10Hz; e com tempo de 2min (fibra óptica de 400µm), pode ser utilizado para o tamponamento dos túbulos dentinários expostos ao meio bucal.

Em 2005, Dunn et al., investigaram a microestrutura da interface resina-dentina após o preparo dos espécimes com caneta de alta rotação ou com laser de Er:YAG. Após estes preparos, os autores condicionaram com ácido fosfórico 37% ou com o próprio laser Er:YAG antes da aplicação do sistema adesivo de 3 passos (Scotchbond Multi-Purpose). Os resultados foram obtidos através de testes de microcisolamento e as conclusões obtidas pelos autores foi de que por apresentar resultados de resistência de união piores do que com o condicionamento ácido convencional, o uso de laser Er:YAG como condicionamento prévio não pode ser considerado uma alternativa viável ao ácido fosfórico a 37%.

Em 2006, Franke et al., avaliaram através de testes de microtração, a resistência de união de um sistema adesivo (SingleBond) aplicado na dentina irradiada pelo laser Nd:YAG (frequência de 10Hz; Variando a densidade de energia 5J/cm²; 10J/cm²; e 50J/cm²) após a aplicação do adesivo, porém antes de sua fotoativação. Foram utilizadas diferentes densidades de energia e observaram que aqueles espécimes irradiados com uma densidade de energia de 5J/cm² apresentaram aumento nos valores de resistência de união. No entanto, os espécimes que foram irradiados com densidades de energia de 10J/cm² e 50J/cm² não apresentaram aumentos significantes nos valores de resistência de união. Os autores concluíram que a irradiação do laser Nd:YAG com baixa densidade de

energia ($5\text{J}/\text{cm}^2$) após a aplicação do sistema adesivo, porém antes de sua fotoativação, é favorável para a melhora do processo de restauração adesiva.

Rolla et al., (2006) investigaram a influência do laser Nd:YAG (potência de 0,9W; frequência de 15Hz: energia por pulso de 60mJ) na resistência de união de restaurações adesivas, através de testes de microtração, sobre dentinas sem irradiação com condicionamento ácido ou previamente irradiadas com laser e em seguida o condicionamento com ácido e a aplicação do sistema adesivo. Os autores utilizaram os sistemas adesivos (SingleBond; Tyrian SPE/One Step; e Adper Prompt L-Pop). 20 terceiros molares humanos foram divididos em 6 grupos: Grupo 1 utilizou o SingleBond de acordo com o fabricante; Grupo 2 utilizou o Tyrian SPE/One Step de acordo com o fabricante; Grupo 3 utilizou o Adper Prompt L-Pop de acordo com o fabricante; Grupo 4 utilizou o laser e após, a mesma sequência do grupo 1; Grupo 5 utilizou o laser e após, a mesma sequência do grupo 2; Grupo 6 utilizou o laser e após, a mesma sequência do grupo 3. Após os resultados, os autores concluíram que o uso do laser previamente a aplicação do sistema adesivo não tem influência sobre valores de resistência de união do sistema adesivo convencional de dois passos (SingleBond), no entanto quando utilizado os sistemas autocondicionantes, o uso do laser antes da aplicação do sistema adesivo foi capaz de melhorar os valores significativamente comparado aos grupos que não utilizaram.

Perdigão (2007) realizou um revisão sobre novos desenvolvimentos relacionados a adesão dentária através da análise de uma vasta literatura voltada para este assunto. Como conclusão, foi destacado que muitos sistemas adesivos simplificados foram lançados no mercado em poucos anos, porém muitos deles sem testes eficientes que compravassem seu uso clínico e que embora os fabricantes tentem fazer com que os adesivos autocondicionantes sejam cada vez mais eficiente, os sistemas adesivos convencionais ainda são o ponto de referência para a adesão dentária no uso clínico de rotina.

Malta et al., (2008) realizaram um teste in vitro, no qual avaliaram a resistência de união de um sistema adesivo (Single Bond) irradiado pelo laser Nd:YAG (energia por pulso 100mJ; potência de 1W; frequência de 10 Hz; densidade de energia por pulso $100\text{ J}/\text{cm}^2$) em superfície dentinária previamente irradiada pelo laser Er:YAG (energia por pulso de 300mJ; potência de 1,5W; frequência de 5Hz; densidade de energia por pulso $60\text{J}/\text{cm}^2$). Vinte terceiros molares foram utilizados na

pesquisa e foram divididos em 4 grupos experimentais (n=5): Grupo 1 (controle) de acordo com o fabricante; Grupo 2 – sem condicionamento com Er:YAG, porém com irradiação no adesivo com Nd:YAG; Grupo 3 – com condicionamento com Er:YAG, porém sem irradiação com Nd:YAG; Grupo 4 – com condicionamento com Er:YAG e com irradiação com Nd:YAG. Após análise dos resultados os autores concluíram que o laser Nd:YAG não influenciou os resultados dos espécimes com a superfície condicionada ou não pelo laser Er:YAG. No entanto, nenhuma diferença estatística foi avaliada entre os grupos 1 e 2 onde o laser Nd:YAG foi utilizado.

Em 2010, Van Meerbeek et al., realizaram a análise de duas revisões extensas, uma sobre os diferentes métodos laboratoriais utilizados para avaliar a resistência de união e outra revisão que teve como objetivo analisar o padrão de retenção de restaurações adesivas tipo classe V. Através destas duas revisões sistemáticas, os autores puderam relacionar a resistência de união de testes laboratoriais aos problemas clínicos relacionados neste tipo de restauração. Os autores concluíram que o teste de microtração é o teste mais apropriado para se avaliar a resistência de união dos diferentes materiais e técnicas. Estes testes, quando realizados em estudos com resultados imediatos e com envelhecimento, podem ser relacionados com resultados obtidos clinicamente.

Em 2011, Arisu, Dalkihç e Uçtasli avaliaram a resistência de união após a irradiação do laser Nd:YAG em diferentes protocolos de utilização através de teste de microtração. Terceiros molares foram utilizados divididos em 6 grupos: grupo 1 utilizou apenas dessensibilizante na dentina; grupo 2 teve a dentina condicionado com ácido fosfórico a 37% por 10 segundos, lavada com água e seca com ar e depois foi aplicado outro dessensibilizante; grupo 3 a dentina foi tratada com Fluoride gel; grupo 4 a dentina foi tratada com laser Nd:YAG (energia por pulso de 120mJ; frequência de 20Hz; potência de 2,4W) e após foi realizado a aplicação do sistema adesivo (Clearfil); grupo 5 superfície foi tratada com sistema adesivo de acordo com o fabricante (Clearfil) e o laser Nd:YAG (energia por pulso de 120mJ; frequência de 20Hz; potência de 2,4W) foi aplicado antes da fotoativação do sistema adesivo; grupo 6 sem tratamento nenhum na dentina, grupo controle. O grupo onde foi utilizado o laser antes da aplicação do sistema adesivo (grupo 4) obteve menores valores de resistência de união comparado ao grupo que utilizou o laser após a aplicação do sistema adesivo, porém antes da fotoativação (grupo 5), onde foi

observado através do microscópio eletrônico de varredura que longos “tags” de resina haviam se formado, indicando um melhor tamponamento dos túbulos dentinários.

Em 2012, De Munck et al., realizaram uma meta-análise sobre os parâmetros de adesão à dentina, com o propósito de identificar os sistemas adesivos com melhor comportamento e melhores resultados dentre os diferentes adesivos testados nos diversos estudos. Através da análise desta revisão de literatura dos trabalhos mais relevantes sobre o assunto chegaram a conclusão que os melhores resultados foram obtidos pelos sistemas adesivos convencionais de três passos e sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos, sistemas não simplificados.

Castro et al., (2012) avaliaram a resistência de união, através de testes de microtração, com o uso do laser Nd:YAG (frequência de 10Hz; potências de 0,75W e 1W; densidades de energia de 93.30J/cm² e 124.40J/cm², respectivamente; densidades de potência de 9.33W/cm² e 12.44W/cm², respectivamente) sobre sistema adesivo (Single Bond) não polimerizado em superfícies dentinárias condicionadas e não condicionadas com ácido fosfórico a 35%. 19 terceiros molares extraídos foram utilizados e subdivididos em 6 grupos experimentais: Grupo 1 – condicionamento com ácido fosfórico 35% + sistema adesivo; Grupo 2 - condicionamento com ácido fosfórico 35% + sistema adesivo + laser Nd:YAG 0,75W de potência; Grupo 3 - condicionamento com ácido fosfórico 35% + sistema adesivo + laser Nd:YAG 1W de potência; Grupo 4 – apenas sistema adesivo; Grupo 5 – sistema adesivo + laser Nd:YAG 0,75W de potência; Grupo 6 – sistema adesivo + laser Nd:YAG 1W de potência. Através dos resultados obtidos, os autores concluíram que o uso do laser não foi capaz de aumentar a resistência de união quando comparado a técnica que o fabricante sugere.

Em 2012, Ansari et al., compararam a resistência de união no esmalte e na dentina, através de teste de microcisalhamento, utilizando dois tipos de preparação de cavidade e dois métodos de condicionamento de superfície. Foi utilizado o laser Er,Cr:YSGG (ítrio, escândio, gálio e granada dopado por érbio e cromo) e pontas diamantadas para a confecção das cavidades e para o condicionamento da superfície, foi utilizado este próprio laser ou ácido fosfórico a 37%. Após a realização do teste de microcisalhamento, os resultados demonstraram que os grupos que utilizaram pontas diamantadas e ácido fosfórico obtiveram melhores resultados de

resistência de união, e os autores sugeriram o condicionamento com ácido fosfórico a 37% nos casos de utilização do laser, tanto para o preparo quanto para o condicionamento da superfície.

Bail et al., (2012) investigaram os protocolos de eliminação da acetona presentes como solvente nos sistemas adesivos e o seu efeito sobre a cinética de sorção da água e o grau de conversão destes adesivos. Três sistemas adesivos experimentais foram utilizados e a eliminação da acetona foi medida antes e depois dos protocolos realizados: evaporação espontânea; uma aplicação de secagem com ar à temperatura ambiente; e aplicação do ar de secagem à uma temperatura de 40°C. Para a análise do grau de conversão foi utilizado o teste de espectroscopia transformada de Fourier (FTIR). Após análise dos resultados os autores concluíram que a utilização do ar de secagem à uma temperatura de 40°C foi o protocolo mais eficaz para evaporação do solvente e este protocolo fez com obtivesse o maior grau de conversão.

Ribeiro et al., (2013) investigaram a interação da irradiação do laser Er:YAG e Nd:YAG na resistência de união de compósitos de resina com a dentina. Quatro grupos foram delineados: grupo 1 (controle) apenas com o método convencional de condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo (Single Bond 2); grupo 2 com condicionamento ácido e aplicação do sistema adesivo, porém antes de sua fotoativação, irradiação com laser Nd:YAG (Energia por pulso -140mJ; Frequência - 10Hz; Potência – 1,4W; Densidade de potência - 174.1 J/cm²; grupo 3 foi realizado o condicionamento da superfície com laser Er:YAG (energia por pulso 60mJ; frequência 10Hz; densidade de energia 20mJ/cm²) e seguido da aplicação do sistema adesivo de forma convencional; e o grupo 4 foi realizado condicionamento da superfície da mesma forma do grupo 3 e aplicado o sistema adesivo, porém antes de sua fotoativação, irradiação com laser Nd:YAG. Após testes de cisalhamento, os resultados apontaram maiores valores de resistência de união nos grupos com condicionamento de ácido fosfórico convencional comparado ao laser Er:YAG. Não houve diferença estatística nos valores de resistência de união dos grupos com irradiação com laser Nd:YAG comparados ao que não utilizaram.

Em 2013, Marimoto et al., avaliaram a influência do laser Nd:YAG (potência de 1,4W; frequência de 10Hz; energia por pulso 140mJ; e densidade de energia de 1200 J/cm²) na resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes e

convencionas em tecidos dentários. 120 incisivos bovinos foram utilizados e divididos em 2 grandes grupos: Grupo E (esmalte); e Grupo D (dentina). Cada grande grupo foi subdividido em 4 subgrupos (n=15): Grupo X (controle) aplicação do sistema adesivo Xeno III; Grupo XL (experimental) aplicação do sistema adesivo Xeno III, porém antes de sua fotoativação, irradiação do laser Nd:YAG; Grupo S (controle) aplicação do sistema adesivo Single Bond 2; Grupo SL (experimental) aplicação do sistema adesivo Single Bond 2, porém antes de sua fotoativação, irradiação do laser Nd:YAG. Após os testes de cisalhamento, para a dentina, o adesivo Xeno III obteve resultados significativamente maiores do que o adesivo Single Bond 2; o uso do laser Nd:YAG promoveu maiores valores de resistência de união quando comparados com o controle; e o laser aplicado sobre o sistema adesivo Xeno III na dentina foi significativamente maior comparado ao laser aplicado sobre o sistema adesivo SingleBond 2, porém ambos obtiveram resultados mais favoráveis comparados ao grupo controle. Os autores concluíram que o uso do laser antes da fotoativação do sistema adesivo é capaz de melhorar a resistência de união.

Vale et al., (2014) avaliaram o grau de conversão e sorção e solubilidade da água a partir de um pré-aquecimento de sistemas adesivos (Easy One; Single Bond2; Excite; Tetric N-Bond; e XP bond). O grau de conversão e sorção/solubilidade foram avaliados para cada sistema adesivo em diferentes temperaturas (temperatura ambiente = 25⁰C; 60⁰C = pré-aquecido) (n = 5). Cada sistema adesivo foi mantido em uma estufa a 25⁰C ou 60⁰C durante duas horas antes de começar o procedimento adesivo. Para a análise do grau de conversão foi utilizado o teste de espectroscopia transformada de Fourier (FTIR). Os autores concluíram que o pré-aquecimento melhorou o grau de conversão de todos os sistemas adesivos.

Maenosono et al., (2015) avaliaram a resistência de união de dois diferentes sistemas adesivos simplificados, irradiados ou não com laser de Diodo (energia por pulso - 80mJ; frequência - 10Hz; potência - 0,8W; energia total - 24J; tempo - 30s; densidade de potência - 2547,77W/cm²; densidade de energia - 66,67 J/cm²). Nos grupos controle foi seguido o protocolo convencional de restauração, com condicionamento ácido, aplicação do sistema adesivo e restauração com resina composta de acordo com os fabricantes. Nos grupos laser, este foi irradiado após a

aplicação do sistema adesivo, porém antes de sua fotoativação. Após os resultados de microtração, foi analisado que a irradiação do laser de Diodo, após a aplicação dos sistemas adesivos simplificados Single Bond 2 e EasyOne, porém antes da sua fotoativação foram capazes de aumentar a resistência de união. Os autores concluíram que esta técnica é promissora e capaz de aumentar valores de resistência de união à dentina quando testados com sistemas adesivos simplificados.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi comparar o efeito da irradiação de dois tipos de laser (laser Nd:YAG e laser de Diodo) sobre um sistema adesivo convencional de três passos, utilizados em três diferentes protocolos de entrega de energia (diferentes densidades de energia da ponta), na resistência de união imediata e após 1 ano.

Foram testadas as seguintes hipóteses nulas:

1. Não existe diferença na resistência de união com o uso de laser comparado ao grupo controle;
 2. Não existe diferença na resistência de união entre o uso do laser Nd:YAG e o laser de Diodo;
 3. Não existe diferença nos valores da resistência de união entre as diferentes densidades de energia da ponta utilizadas nesse estudo;
 4. Não existe diferença nos valores da resistência de união obtidos no momento imediato, e após 1 ano de armazenamento em água deionizada.
-
-

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Delineamento experimental

Este estudo in vitro foi realizado de forma fatorial 2x3x2, tendo como fatores de variação as fontes irradiação a laser, em 2 níveis (laser Nd:YAG; LASER de Diodo) e a densidade de energia em 3 níveis (G1 – 509,55 J/cm², G2 – 254,77 J/cm² e G3 – 127,38 J/cm²); o grupo controle foi aquele sem irradiação com laser.

A amostra do experimento foi constituída de 70 espécimes divididos aleatoriamente em 7 grupos (n=10). O estudo foi realizado obedecendo a um delineamento em blocos completos casualizados. A variável de resposta quantitativa foi a resistência de união à dentina em megapascal (MPa) obtida através de teste de microtração.

Seleção dos dentes

Para este estudo foram utilizados 70 dentes extraídos por indicação odontológica. Os dentes foram obtidos na Clínica de Urgência Odontológica da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, e também através de doações de cirurgiões-dentistas que atendem em consultórios particulares, mediante assinatura do termo de Doação de Dentes, segundo a resolução nº196 do Conselho Nacional de Saúde (Ministério da Saúde, DF). O estudo foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa de Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo, CAAE nº 13528713.3.0000.5417, (em anexo).

A amostra foi constituída de terceiros molares hígidos recém-extraídos de humanos. Os remanescentes periodontais foram removidos com auxílio de cureta tipo Gracey (Duflex, SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil), e os dentes receberam profilaxia com pedra pomes e água por meio de escovas de Robinson (Microdont, São Paulo, SP, Brasil) montadas em contra ângulo em baixa rotação e lavados. Os dentes foram individualmente examinados com lupa estereoscópica com aumento de 10X, com a finalidade de detectar possíveis trincas, lesões de cárie ou alterações estruturais que pudessem comprometer o

experimento. Em seguida, os dentes foram armazenados em solução fisiológica supersaturada de timol a 0,1%, a qual foi semanalmente trocada, a uma temperatura de 18°C até o momento de sua utilização (PONGPRUEKSA et al, 2008).

Preparo dos dentes

Cada dente selecionado teve sua coroa seccionada transversalmente no terço oclusal com disco diamantado (Extec Corp - 102mm X 0,3mm X 12,7mm, Enfield, CT, EUA), acoplado à uma máquina de corte seriada (Isomet™ Low Speed Saw® Buehler, Lake Bluff, EUA) em baixa velocidade sob refrigeração constante com água. O esmalte da face oclusal foi removido expondo a superfície da dentina necessária para os procedimentos adesivos e restauradores. Em sequência, as coroas seccionadas foram submetidas à ação de desgaste em uma politriz metalográfica (Arotec, Cotia, Brasil), de tal modo que a face de dentina exposta estivesse paralelamente em contato com a lixa. Inicialmente, para a remoção de eventuais remanescentes de esmalte, empregou-se lixa d'água com granulação 320 (Carbimet Paper Discs, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) em baixa rotação e sob refrigeração com água. Para a planificação final da superfície de dentina, bem como para simular a formação de smear layer, lixa d'água com granulação 600 (Carbimet Paper Discs, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) foi utilizada por 30 segundos. As lixas utilizadas foram periodicamente substituídas por novas lixas a cada quatro dentes.

Preparo dos espécimes

De modo a manter o mesmo padrão (área) durante a irradiação com laser, uma matriz de silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, São Paulo, Brasil) medindo 6mm X 6mm foi posicionada sobre a superfície de dentina na região central da face planificada. Esmalte de unhas (COLORAMA) foi então aplicado ao redor da matriz de silicone para a delimitação da área de teste (Figura 1).

Figura 1 - A) Vista oclusal da matriz (M) de silicone de condensação de 6mm de largura por 6mm de comprimento, posicionada de forma centralizada sobre a dentina. B) Área a ser irradiada (I), delimitada pelo esmalte de unha (E).

Marcas com caneta pilot foram confeccionadas nas laterais dos dentes, na direção exata dos términos da área delimitada pelo esmalte de unha, com o objetivo de orientar o operador no momento do corte dos palitos dentina/resina.

Em seguida os espécimes foram alocados aleatoriamente através de sorteio em 7 grupos (n=10): GC, grupo controle, restaurado com resina sem irradiação com laser; GD1, GD2 e GD3, grupos teste restaurados com resina após a irradiação do laser de Diodo em 3 diferentes (Densidade de Energia); e GNd1, GNd2 e GNd3, grupos teste restaurados com resina após a irradiação do laser Nd:YAG em 3 diferentes (Densidade de Energia).

Restauração dos espécimes

Todos os espécimes receberam o tratamento com o sistema adesivo convencional de 3 passos (Adper™ **Scotchbond™ Multi-Purpose Plus** 3M™ ESPE™, SBMP) de acordo com as instruções do fabricante (Quadro 1).

Quadro 1 - Instruções para aplicação do sistema adesivo e composição, segundo orientações do fabricante.

SISTEMA ADESIVO	TÉCNICA DE APLICAÇÃO	CATEGORIA/COMPOSIÇÃO
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Plus (SMP)	<ul style="list-style-type: none"> - Condicionar a superfície de dentina durante 15 segundos com ácido fosfórico a 37%; - Enxaguar com jato de água abundante por 15 segundos; - Secar, levemente, com jato de ar por 5 segundos; - Aplicar uma camada do primer; - Secar, gentilmente, durante 5 segundos; - Aplicar camada do adesivo; - Fotoativar por 20 segundos; - Proceder com a restauração. 	<p>Sistema adesivo convencional de 3 passos:</p> <p>Primer:</p> <ul style="list-style-type: none"> -HEMA (2-hidroxietilmetacrilato); -copolímero de ácido polialcenóico; -água. <p>Adesivo:</p> <ul style="list-style-type: none"> -Bis-GMA (Bilglicidil metacrilato); -Iniciadores; -Estabilizadores.

Em todos os 6 grupos teste, a irradiação com o laser foi realizada somente após a aplicação do sistema adesivo, porém antes de sua fotoativação (GONÇALVES, ARAÚJO, DAMIÃO, 1999).

Os aparelhos de laser utilizados foram o laser Nd:YAG (Smartfile, Deka, Calenzano, Itália) com comprimento de onda de 1.064nm; e o laser de Diodo (SiroLaser, Sirona Dental Systems, Benshein, Alemanha) com comprimento de onda de 970nm (Figura 2), ambos foram utilizados com uma ponta de fibra ótica de diâmetro de 0,02cm.

Figura 2 - A) Laser Nd:YAG (Smartfile, Deka, Calenzano, Itália; B) Laser de Diodo (SiroLaser, Sirona Dental Systems, Benshein, Alemanha)

Parâmetros de irradiação

A potência de irradiação foi estabelecida em 0,8W para ambos os lasers, com base no protocolo utilizado por Maenosono et al., (2015) e todos os grupos teste receberam a mesma quantidade de energia (24J) com o tempo de irradiação total de 30s para varrer toda a área delimitada pelo esmalte de unha.

Através da variação da frequência (Hz) e a energia por pulso (mJ), a quantidade de energia entregue à área irradiada foi padronizada, mantendo a potência sempre em 0,8W. Associação entre três diferentes frequências e três diferentes energias por pulso (5Hz -160mJ; 10Hz - 80mJ; e 20Hz - 40mJ) foram testadas (Quadro 2).

Quadro 2 - Grupos testes com dois tipos de laser (Nd:YAG; Diodo) e 3 formas de variações de frequência e energia por pulso, mantendo a potencia de 0,8W.

	5Hz -160mJ	10Hz - 80mJ	20Hz - 40mJ
Laser Nd:YAG	GNd1	GNd2	GNd3
Laser de Diodo	GD1	GD2	GD3

A forma de entregar esta potência à alguma área é realizada através de uma ponta (fibra ótica) do laser utilizada para irradiação, que nesta pesquisa apresentou diâmetro de 0,02cm (200µm). Junto com as variações da frequência e da energia por pulso, outro parâmetro foi alterado e utilizado para a formação dos grupos deste trabalho: a densidade de energia. Esta densidade pode ser calculada através da equação:

Densidade de energia = Energia por pulso (Variada na pesquisa) / Área da secção transversal do feixe (diâmetro da ponta de 200µm)

Assim, a partir da variação desta densidade de energia, 3 grupos testes foram irradiados com laser Nd:YAG (GNd1 – 509,55 J/cm², GNd2 – 254,77 J/cm² e GNd3 – 127,38 J/cm²) e 3 grupos testes foram irradiados pelo laser de Diodo (GD1 – 509,55 J/cm², GD2 – 254,77 J/cm² e GD3 – 127,38 J/cm²), ambos com padronização da potência (0,8W) e da densidade de energia total (66,67J/cm²) (QUADRO 3).

Quadro 3 - Valores dos parâmetros utilizados para ambos os lasers na irradiação dos espécimes.

Potência	0,8 W	0,8 W	0,8 W
Área total a ser irradiada	0,36 cm ²	0,36 cm ²	0,36 cm ²
Tempo total de irradiação	30 s	30 s	30 s
Energia Total entregue	24 J	24 J	24 J
Frequência	5 Hz	10 Hz	20 Hz
Energia por pulso	160 mJ	80 mJ	40 mJ
Densidade de potência da ponta	2547,77 W/cm ²	2547,77 W/cm ²	2547,77 W/cm ²
Diâmetro da fibra ótica (ø)	0,02 cm	0,02 cm	0,02 cm
Densidade de energia	509,55 J/cm ²	254,77 J/cm ²	127,38 J/cm ²
Densidade de energia Total	66,67 J/cm ²	66,67 J/cm ²	66,67 J/cm ²

A irradiação com laser foi realizada sobre a dentina impregnada com o adesivo não polimerizado colocando-se a ponta da fibra ótica em contato com a dentina à uma inclinação de 90°. Uma varredura (movimento de vai e vem) da área tratada foi realizada manualmente, no tempo total de 30s, após cada irradiação a ponta da fibra ótica era cortada e descartada. O operador foi calibrado previamente à realização dos testes para padronizar o movimento e a velocidade da varredura para garantir que toda a área teste fosse irradiada. Durante a irradiação foi utilizado óculos de proteção específico para a utilização de cada laser.

Imediatamente após a irradiação da área impregnada com o sistema adesivo, a sua fotoativação foi conduzida com o aparelho LED BLue Star 2 (Microdont, São Paulo, Brasil) à uma densidade de potência de 1W/cm² por 20 segundos, com a ponta posicionada perpendicularmente a superfície do espécime, cujo diâmetro permitia a cobertura de toda a área teste.

Aplicação da resina composta

Em seguida, sobre o sistema adesivo polimerizado, foi aplicado o sistema restaurador Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, EUA) com o auxílio de uma espátula para resina com ponta ativa achatada. Utilizando a técnica incremental, a resina foi aplicada e condensada em 3 incrementos de 1,5 mm de espessura, que foram individualmente fotoativados por 20 segundos cada. Após o término do procedimento restaurador, os dentes foram imersos em água deionizada e mantidos em estufa à 37°C por um período de 7 dias.

Preparo dos espécimes

Os dentes restaurados foram removidos da estufa e secos. Cada espécime foi fixado com cera pegajosa à um dispositivo metálico de base plana, adaptável à máquina de cortes seriados (Isomet™ Low Speed Saw® Buehler, Lake Bluff - EUA). Os espécimes foram então seccionados com disco diamantado (Extec Dia. Wafer blade 5"x.015x1/2, cód 12240 Extec Corp-Einfeld, CT, EUA) em baixa velocidade e sob refrigeração com água.

Os cortes foram realizados a partir das marcações nas laterais dos espécimes, previamente feitas para a delimitação das bordas pintadas com o esmalte de unhas. Primeiramente, o seccionamento ocorreu no sentido mésio-distal da coroa, gerando fatias de espessura média de 1mm, as quais permaneceram presas na base do dispositivo pela ação retentiva da cera. Em sequência, girando-se a base metálica em 90°, fatias semelhantes foram obtidas no sentido vestibulo-lingual do mesmo dente, obtendo-se, assim, espécimes em forma de palito com área transversal de aproximadamente 1mm² (Figura 3).

Figura 3: A) Máquina de cortes seriados (Isomet™ Low Speed Saw®, Buehler, Lake Bluff, EUA). B) O primeiro corte é realizado no sentido méso-distal da coroa, gerando fatias de aproximadamente 1mm de espessura. C) Corte semelhante é realizado, agora no sentido vestibulo-lingual do mesmo dente, gerando palitos com área de secção transversal de aproximadamente 1mm².

Testes de microtração

Para assegurar que nenhum palito testado tivesse a sua superfície em contato com o esmalte de unha, a primeira fileira de palitos na borda dos espécimes não foi utilizada nos testes de microtração. Somente palitos provenientes da parte mais central do espécimes foram utilizados. O número máximo de palitos por espécime que poderiam ser testados foi de aproximadamente 10.

Após a seleção dos palitos a serem testados, todos tiveram a área transversal da interface adesiva mensuradas com um paquímetro digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo Sul Americana, Rio de Janeiro, Brasil). De forma aleatória, os palitos intactos provenientes de um mesmo dente foram separados em 2 grupos com aproximadamente a mesma quantidade: um grupo a ser testado imediatamente, e o outro grupo de palitos que foi imerso novamente em água deionizada, armazenados em estufa à 37°C por um período de 1 ano, para somente então serem testados na máquina de microtração.

Os palitos selecionados para realização dos testes imediatamente após o corte, foram fixados individualmente, ao dispositivo de microtração, similar ao de Bencor multi T (Danville Engineering, Danville, CA, EUA), adaptado à máquina de ensaios universal INSTRON 3342 (Illinois Tool Works, Norwood, USA) (Figura 4). Para tal, foi empregado um adesivo à base de cianocrilato (Loctite Super Bonder gel control, Henkel Ltda, São Paulo, Brasil) em ambas as extremidades de cada

espécime, de modo a posicionar a interface adesiva perpendicularmente à força desempenhada pela máquina (Figura 5). O teste foi realizado a uma velocidade de 0,5mm/min (ISO TR 11405), utilizando-se uma célula de carga de 500N para captação das forças. A resistência de união foi calculada pelo software através da razão entre a força máxima (Kgf) obtida pela área da interface adesiva (cm²), obtendo-se valores em megapascal (MPa).

Figura 4: Máquina de teste Instron, com o dispositivo de microtração similar ao de Bencor multi T (T)

Figura 5: Espécime posicionado com a interface adesiva perpendicular ao eixo de movimentação da máquina de teste Instron

Armazenamento de 1 ano

Um ano após o armazenamento em água deionizada em estufa à 37°C, o segundo grupo de palitos foi seco e fixado na máquina de teste para a realização do teste de microtração, como descrito anteriormente para o grupo de palitos testados imediatamente após a restauração.

Análise de fratura

As superfícies fraturadas de ambos os segmentos de cada palito testado foram analisadas com o auxílio de microscópio digital (Dino Lite Microscope 100x, AnMo Electronics Corp, New Taipei City, Taiwan) para determinação do padrão de

fratura. As fraturas foram classificadas em: adesiva (A), quando ocorreram na interface adesiva; coesiva em dentina (CD), quando ocorreram em substrato dentário (dentina); coesiva em resina composta (CR), quando ocorreram no material restaurador (resina composta); e mista (M), quando a fratura foi parte adesiva e parte coesiva (El Zohairy et al., 2010).

Análise dos dados

De modo a assegurar a independência dos dados e, ao mesmo tempo, reduzir a variabilidade, os valores médios da resistência de união foram primeiramente calculados para os palitos originados do mesmo dente, onde cada dente apresentou uma média (ROULET; VAN MEERBEEK, 2007).

Os valores médios de resistência de união obtidos para cada grupo após os testes de microtração realizados foram analisados estatisticamente. Primeiramente, ANOVA a três critérios foi aplicada aos valores médios dos grupos teste, onde as variáveis avaliadas foram: DENSIDADE DE ENERGIA, TEMPO e laser. Na sequência, para que os resultados pudessem ser comparados ao grupo controle, ANOVA a dois critérios foi utilizada, onde as variáveis laser e DENSIDADE DE ENERGIA foram unidas formando uma só variável de teste, chamada TRATAMENTO, o qual foi testado em relação ao TEMPO (TRATAMENTO X TEMPO).

O teste post hoc de Tukey foi utilizado em ambos testes, ANOVA a três e a dois critérios, para que comparações individuais pudessem ser realizadas com $p > 0,05$.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

A aplicação do teste estatístico ANOVA a três critérios sobre os resultados médios obtidos com os grupos teste (n=60), demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre o uso do laser Nd:YAG e o laser de Diodo ($p=0,56$). Nenhuma diferença foi tampouco encontrada entre as diferentes densidades de energia testadas ($p=0,057$). Pode-se observar uma interação estatisticamente significativa entre o laser e a densidade de energia (Tabela 1).

Tabela 1 - Representação dos resultados obtidos pelo teste estatístico ANOVA 3 critérios (Laser, Densidade de energia e Tempo).

	SS	Degr. Of	MS	F	p
laser	26,98	1	26,98	0,3408	0,560600
DE	464,06	2	232,03	2,9307	0,057617
tempo	6180,83	1	6180,83	78,0673	0,000000
DE x laser	748,87	2	374,43	4,7293	0,010742
DE x tempo	316,72	2	158,36	2,0002	0,140291
laser x tempo	205,10	1	205,10	2,5906	0,110420
DE x laser x tempo	112,57	2	56,28	0,7109	0,493488

No teste ANOVA a dois critérios, onde as variáveis laser e densidade de energia foram unidas formando uma só variável de teste chamada TRATAMENTO, o qual foi testada em relação à variável TEMPO (TRATAMENTO x TEMPO), ambas as variáveis apresentaram resultados estatisticamente significantes entre si ($p < 0,05$) (Tabela 2).

Tabela 2 - Representação dos resultados obtidos pelo teste estatístico ANOVA 2 critérios (Tratamento x Tempo)

	SS	Degr. of	MS	F	p
Intercept	88134,40	1	88134,40	1125,971	0,000000
Tratamento	1916,13	6	319,36	4,080	0,000896
Tempo	7930,46	1	7930,46	101,317	0,000000
Trat x Tempo	737,02	6	122,84	1,569	0,161411
Error	9862,54	126	78,27		

A tabela 3 demonstra os valores médios obtidos nos testes de microtração, e a comparação entre grupos realizadas com o teste post-hoc de Tukey.

Tabela 3 - Média $\pm$ desvio padrão da resistência de união (MPa) obtida por cada grupo no momento de teste imediato e após 1 ano, comparações individuais pelo teste de Tukey representadas por letras.

	Imediata	1 ano
GNd1	39,85 $\pm$ 10,36 a A	15,93 $\pm$ 6,50 a B
GNd2	29,16 $\pm$ 12,90 ab A	15,07 $\pm$ 4,15 a B
GNd3	27,59 $\pm$ 10,27 ab A	14,70 $\pm$ 5,09 a A
GD1	29,66 $\pm$ 5,43 ab A	16,20 $\pm$ 12,76 a B
GD2	35,82 $\pm$ 7,16 ab A	22,92 $\pm$ 10,25 a A
GD3	26,11 $\pm$ 10,33 b A	17,26 $\pm$ 5,40 a A
Controle	40,09 $\pm$ 10,95 a A	20,85 $\pm$ 5,07 a B

Letras minúsculas diferentes representam diferenças estatísticas entre linhas ($p < 0,05$); letras maiúsculas diferentes representam diferenças estatísticas entre colunas ($p < 0,05$).

Apenas o grupo que utilizou o laser de Diodo a 20Hz (GD3) obteve valores estatisticamente inferiores quando comparado com o grupo controle no momento imediato. Os grupos que utilizaram o laser de Diodo com 20Hz e 10Hz (GD3 – GD2), e o laser Nd:YAG com 20Hz (GNd3) mantiveram o valor médio de resistência de união encontrado sem diferença significativa entre os tempos imediato e de 1 ano, já os demais grupos obtiveram quedas significativas após 1 ano de armazenamento.

Não houve diferença estatisticamente significativa entre nenhum dos grupos no momento de 1 ano.

A fratura do tipo adesiva foi o tipo de fratura mais comumente encontrado nos grupos testados e na Tabela 4 está descrito todas as porcentagens de cada tipo de fratura para todos os grupos.

Tabela 4 - Porcentagem do tipo de fratura de cada grupo

	Adesiva	Coesiva em Resina	Coesiva em Dentina	Mista
Controle	83%	0%	3%	14%
GD1 – 5Hz	87%	0%	5%	8%
GD2 – 10Hz	85%	10%	0%	5%
GD3 – 20Hz	92%	2%	2%	4%
GNd1 – 5Hz	82%	0%	8%	10%
GNd2 – 10Hz	83%	9%	6%	3%
GNd3 – 20Hz	94%	0%	0%	6%

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Com o avanço da odontologia estética, os sistemas adesivos tem recebido uma atenção significativa nos estudos científicos (BRESCHI et al., 2008; De MUNCK et al., 2012; TJADERHANE et al., 2013). Com o uso dessa estratégia de adesão, se consegue uma maior preservação da estrutura dentária, permitindo uma odontologia mais conservadora, além de uma melhor distribuição das tensões na interface dente/restauração (TYAS et al., 2000; PERDIGÃO, 2007; FERRACANE, 2011).

Recentemente, diversos estudos têm sido realizados na tentativa de melhorar a adesão, em busca de uma melhor resistência de união, associando a irradiação de diferentes tipos de laser como tratamento adjunto (GONÇALVES, ARAÚJO, DAMIÃO, 1999; FRANKE et al., 2006; ROLLA et al., 2006; ARISU, DALIKHÇ, UÇTASLI, 2011; CASTRO et al., 2012; MARIMOTO et al., 2013; RIBEIRO et al., 2013; MAENOSONO et al., 2015). Contudo devido às diferenças entre estudos e a falta de padronização, os resultados obtidos até o momento podem ser somente considerados como indicativos do potencial de uso do laser na odontologia adesiva. Não existe, até o momento, um protocolo completo com todos os parâmetros envolvidos na irradiação a laser que possa servir de referência para o uso clínico e novos estudos. Assim, em busca do referido protocolo, primeiramente faz-se necessário o entendimento do efeito dos diferentes fatores que estão envolvidos na irradiação com laser.

Desta forma, o efeito de alguns fatores foi testado no presente estudo que buscou avaliar o efeito do uso de 2 diferentes tipos de laser, por meio da utilização de três diferentes densidades de energia da ponta (variação da frequência e energia por pulso) sobre a resistência de união de um sistema adesivo.

Os valores médios de resistência de união obtidos com a utilização do laser Nd:YAG foram semelhantes àqueles obtidos com o uso do laser de Diodo. Vale ressaltar que o potencial de uso clínico do laser de Diodo é maior, pois suas dimensões físicas e o custo são bem menores que o laser de Neodímio.

A razão para esta semelhança parece estar relacionada com os comprimentos de onda utilizados por ambos os aparelhos de laser. O conhecimento

deste parâmetro é de fundamental importância, pois cada substância ou substrato tem uma interação diferente a partir da maior ou menor absorção da luz irradiada. O laser de Diodo trabalha com diferentes comprimentos de onda: 780nm (YOSHIDA et al., 1998); 808nm (BEDNAŘÍK et al., 2014); 908nm (ARSLAN et al., 2014); 1470nm (AKTAS et al., 2015). Também funciona irradiando com comprimento de onda de 970nm, que é muito próximo do comprimento de onda de 1064nm do laser Nd:YAG, sendo esse comprimento de onda capaz de realizar um efeito térmico localizado podendo trazer benefícios à adesão, gerando um maior grau de conversão do sistema adesivo (BAIL et al., 2012; CASTRO et al., 2013; VALE et al., 2014).

Antes da realização desta pesquisa, houve uma preocupação com o grau de variação de temperatura causada pelo uso dos lasers Nd:YAG e Diodo sobre a dentina. Um aumento exagerado poderia inviabilizar o uso clínico pelos conhecidos efeitos deletérios que o calor provoca no órgão pulpar. Desta forma, um estudo prévio foi realizado no departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Odontológicos da FOB-USP, cujos dados ainda não foram publicados. Este estudo avaliou a variação de temperatura intracâmara pulpar provocada pela irradiação de dentes bovinos com os lasers de Diodo e Nd:YAG na superfície dentinária externa. Os parâmetros utilizados foram similares ao do presente estudo (Potência - 0,8W; Frequência - 10 Hz; Energia por pulso - 80mJ; Densidade de potência - 2547,77W/cm²; Energia total - 24J), com os lasers irradiados sobre espessuras pré-estabelecidas de 1 e 2mm de dentina. Após análise estatística, observou-se que todas as médias de variação de temperatura causadas pelo laser Nd:YAG superaram o limite de segurança de 5,5°C estabelecido por Zach e Cohen (1965) para a manutenção da saúde pulpar. O laser de Diodo, por outro lado, apresentou médias de variação de temperatura inferiores aos 5,5°C em todos os grupos testados. Estes resultados aparentemente demonstram que o laser de Diodo é mais seguro quanto ao aumento da temperatura intracâmara pulpar do que o laser Nd:YAG.

O laser Nd:YAG tem sido utilizado em diferentes estudos não só na investigação de uma melhor resistência de união, mas também com relação à hipersensibilidade dentinária, modificações da superfície dentária, selamento de cicatrículas e fissuras no esmalte, remoção e recontorno de tecido mole, coagulação, e no tratamento de lesão incipiente e lesão de cárie, com resultados

promissores (BAHAR, TAGOMORI, 1993; ROLLA et al., 2006; FRANKE et al., 2006; ARISU, DALKIHÇ, UÇTASLI, 2011; AZEVEDO et al., 2012; CASTRO et al., 2012; CORREA-AFONSO et al., 2012; CORREA-AFONSO, PÉCORA, PALMA-DIBB 2013; RIBEIRO et al., 2013; MARIMOTO et al., 2013; RAUCCI-NETO et al., 2015), entretanto, seu uso deve ser cuidadoso devido a variação térmica que o mesmo pode provocar na estrutura dentária.

Outro ponto de fundamental importância para o futuro da pesquisa sobre a influência do uso do laser sobre a resistência de união de restaurações dentárias são os protocolos usados. Diversos estudos já buscaram definir a estratégia ideal de irradiação para a melhora da resistência de união (GONÇALVES, ARAÚJO, DAMIÃO, 1999; MATOS et al., 1999; RIBEIRO et al., 2005; FRANKE et al., 2006; MALTA et al., 2008; CASTRO et al., 2012; MARIMOTO et al., 2013; RIBEIRO et al., 2013; MAENOSONO et al., 2015). Baseando nos diferentes resultados publicados, pode-se observar que cada parâmetro pode influenciar o resultado final da resistência de união. Assim, todos os parâmetros do laser são essenciais e devem ser cuidadosamente considerados para que se estabeleça o protocolo ideal.

Neste presente trabalho a potência de irradiação foi estabelecida em 0,8 W, com base no protocolo utilizado por Maenosono et al., (2015) que relataram um aumento significativo nos valores de resistência de união em sistemas adesivos, utilizando a referida potência. Uma vez fixada a potência, procurou-se testar qual a melhor estratégia para a entrega da energia irradiada pelos dois diferentes lasers testados. Foram levadas em consideração as diversas formas de entregar a mesma quantidade de energia pela ponta do laser para a área irradiada, com base no seguinte cálculo:

$$\textit{Potência (W) = Frequência (Hz) x Energia por pulso (J)}$$

Com a variação dos outros fatores que compõem a equação, a mesma quantidade de energia (potência) poderia ser entregue para toda a área irradiada, porém de forma diferente. A estratégia utilizada foi a de alterar a frequência (Hz) e a energia por pulso (mJ), fazendo com que o resultado final, ou seja, a quantidade de energia entregue à área irradiada não fosse alterada, mantendo a potência sempre em 0,8W. Basicamente para se manter a mesma potência, quanto menos pulsos forem emitidos em um segundo (menor frequência), maior a energia irradiada pela ponta por cada pulso e, por outro lado, quanto mais pulsos por segundo forem emitidos (maior frequência), menor será a energia irradiada pela ponta por cada pulso. Através desta estratégia, as associações de 3 diferentes frequências e 3 diferentes energias por pulso (5Hz -160mJ; 10Hz - 80mJ; e 20Hz - 40mJ) foram testadas.

Além destes parâmetros, outros de suma importância deveriam ser considerados nos diferentes trabalhos científicos com destaque para a densidade de energia. Através deste parâmetro é possível padronizar a quantidade de energia que está sendo irradiada sobre o substrato, independentemente da área. A densidade de energia é expressa em J/cm^2 e é calculada pela seguinte fórmula:

$$\text{Densidade de energia } (J/cm^2) = \frac{\text{Energia Total } (J)}{\text{Área } (cm^2)}$$

Sendo que a energia total (J) é expressa pela fórmula:

$$\text{Energia total } (J) = \text{Potência } (W) \times \text{Tempo } (s)$$

Pela associação entre as fórmulas, pode-se perceber que é possível padronizar a quantidade de energia irradiada controlando a potência ou o tempo, independentemente da área. Para esta pesquisa foi fixado que todos os grupos teste receberiam a mesma quantidade de energia (24J) com o tempo de irradiação de 30s, independentemente do equipamento utilizado (laser Nd:YAG ou de Diodo).

Avaliando a variação da densidade de energia utilizada em vários estudos, divergentes conclusões foram obtidas sobre o efeito da irradiação com laser sobre a resistência de união. Enquanto que alguns trabalhos obtiveram resultados favoráveis

(FRANKE et al., 2006; MARIMOTO et al., 2013; MAENOSONO et al., 2015), outros não demonstraram quaisquer melhoras em comparação com os grupos controle não irradiados (MATOS et al., 1999; FRANKE et al., 2006; MALTA et al., 2008; RIBEIRO et al., 2013).

Franke et al., (2006) observaram que quando o laser Nd:YAG foi utilizado com uma densidade de energia de 5 J/cm^2 , ocorreu a indução do “melting” do sistema adesivo na dentina, com resultados de adesão favoráveis. No entanto, quando a densidade de energia foi aumentada ($10 \text{ J/cm}^2 - 50 \text{ J/cm}^2$), a resistência de união não foi melhorada. Malta et al., (2008) também não obtiveram resultados favoráveis de resistência de união quando a densidade de energia utilizada foi alta (100 J/cm^2). Da mesma forma, Matos et al., (1999), utilizando o laser Nd:YAG com densidade de energia de $254,78 \text{ J/cm}^2$, também não obtiveram melhoras da resistência de união em comparação ao grupo controle.

Na presente pesquisa a densidade de energia utilizada foi de $66,67 \text{ J/cm}^2$ e os resultados mostraram-se não favoráveis, pois nenhum protocolo de irradiação utilizado promoveu aumento significativo na resistência de união em relação ao grupo controle. Em contrapartida, Maenosono et al., (2015) utilizando a mesma densidade de energia total utilizada nesta pesquisa ($66,67 \text{ J/cm}^2$) obteve resultados favoráveis em relação ao grupo controle.

Esta divergência entre os resultados encontrados pelos diferentes autores é possivelmente devida à influência dos sistemas adesivos utilizados junto à interação dos demais parâmetros do laser que foram todos parecidos com desta pesquisa, tais como densidade de energia ($66,67 \text{ J/cm}^2$), energia total (24J), densidade de potência ($2547,77 \text{ W/cm}^2$), potência (0,8W), frequência (10Hz), densidade da energia da ponta ($254,77 \text{ J/cm}^2$), entre outros. Maenosono et al., (2015) utilizaram em sua pesquisa 2 tipos de sistemas adesivos simplificados (Adper™ EasyOne - Adper™ SingleBond 2) e com a irradiação do laser de Diodo, obtendo resultados favoráveis, ou seja, aumentando a resistência de união comparado ao grupo controle quando utilizados os sistemas adesivos SingleBond 2 (convencional) e EasyOne (autocondicionante).

Marimoto et al. (2013) avaliaram a influência da irradiação do laser Nd:YAG na resistência de união, através de teste de cisalhamento. O protocolo utilizado em

seu estudo (140 mJ – 10Hz – 1,4W – 320 μ m - 1741,64 W/cm² – 1200 J/cm²) também promoveu bons resultados quando o laser Nd:YAG foi aplicado sobre os sistemas adesivos Xeno III e Single Bond, antes da fotoativação. Através de microscopia eletrônica, os autores constataram que a alta densidade de energia (1200 J/cm²) e alta densidade de potência (1741,64 W/cm²) utilizadas produziram uma grande profundidade de penetração, com grandes tags, quando comparados ao grupo controle. Esta maior energia descarregada por área em cada pulso, favoreceu o processo de fusão e recristalização da hidroxiapatita dentinária (MARIMOTO et al., 2013).

No entanto, Franke et al. (2006), ao utilizar densidade de potência baixa (14,15 W/cm²) também obteve resultados favoráveis em relação a resistência de união quando utilizou densidades de energia baixa (5 J/cm²). A explicação dada pelos autores foi que a irradiação com densidades de potências menores não são capazes de melhorar a penetração do sistema adesivo no substrato dentinário, uma vez que a recristalização junto a dentina não ocorre. Porém, quando estas densidades de potências baixas são associadas a densidades de energia também baixas, uma penetração dos monômeros do adesivo na dentina pode ser favorecida, como observado em microscopia eletrônica de varredura pelos autores (FRANKE et al., 2006).

Assim, é possível que exista dois métodos distintos de obtenção de uma resistência de união mais eficiente à dentina: um utilizando altas densidades de energia e potência provocando a fusão e recristalização da hidroxiapatita em meio ao sistema adesivo; e outro utilizando baixas densidades de energia e de potência, visando uma penetração mais eficiente do sistema adesivo sem fusão e recristalização.

No entanto nesta pesquisa foi utilizado uma alta densidade de energia e de potência e os testes junto com a irradiação de ambos os lasers não foram capazes de aumentar a resistência de união com o sistema adesivo convencional Scotchbond Multi Purpose Plus, porém, quando utilizado esta mesma densidade de energia e potência por Maenosono et al., (2015), com sistemas adesivos simplificados, como SingleBond2 e o EasyOne, resultados favoráveis foram conseguidos.

Assim, levantou-se a hipótese que alterações na forma de entrega da energia irradiada poderia influenciar no comportamento da resistência de união dos adesivos convencionais. A densidade de energia total em diversos trabalhos na literatura tem sido variada, porém nesta pesquisa foi variada a densidade de energia irradiada pela ponta, para que pudesse manter a potência constante e variar a energia por pulso. Com isso, neste estudo, o parâmetro variado foi a densidade de energia entregue pela ponta dos lasers e não a densidade de energia total. Houve uma padronização do diâmetro da ponta de 0,02 cm e a densidade de energia pode então ser calculada através da equação:

Densidade de energia = Energia por pulso (Variada na pesquisa) / Área da secção transversal do feixe (diâmetro da ponta de 200µm)

Sendo assim, foram testadas as diferentes densidades de energia da ponta (509,55 J/cm²; 254,77 J/cm²; e 127,38 J/cm²), sempre com a mesma potência de 0,8W. Em resumo, foi utilizado em alguns grupos mais pulsos com menos energia, e em outros, menos pulsos mas com mais energia.

Os resultados de microtração obtidos neste estudo demonstraram que nenhuma das 3 diferentes densidades de energia entregues pela ponta dos lasers (forma de entrega de energia) resultaram em melhora significativa na resistência de união do sistema adesivo testado, quando comparado com o grupo controle (sem tratamento). Embora, a variação da densidade de energia tenha resultado em diferentes valores de resistência de união, estas não foram estatisticamente significantes corroborando com a primeira hipótese nula. Os achados deste estudo estão de acordo com os resultados dos trabalhos de Matos et al., (1999), Franke et al., (2006), Malta et al., (2008) e Ribeiro et al., (2013) que também não encontraram aumento na resistência de união quando da utilização do laser como adjunto para o protocolo de adesão.

Uma revisão meta-analítica sobre a adesão dentinária realizada por De Munck et al., (2012) concluiu que não se deve apenas avaliar a resistência de união imediata, mas também após um período de armazenamento, para que se possa fazer previsões quanto ao desempenho clínico das restaurações ao longo do tempo. Os resultados da presente pesquisa corroboram com os resultados do trabalho de

De Munck et al., (2012), onde os grupos daquela pesquisa obtiveram valores de resistência de união inferiores após 1 ano de armazenamento, quando comparado aos resultados obtidos imediatamente após a obtenção dos palitos, embora alguns grupos não tenham demonstrado queda significativa.

Clinicamente, essa diminuição dos valores de resistência de união ocorre com o passar do tempo por causa da degradação da matriz de colágeno e degradação hidrolítica do próprio adesivo. Quando a dentina é desmineralizada pelo condicionamento com ácido fosfórico, ocorre a ativação enzimática (MMPs), responsável pela degradação que ocorre na fibrilas expostas pelo ácido e não protegidas pelo sistema adesivo, (FERRARI et al., 2004; HEBLING et al., 2005; CARRILHO et al., 2007; TJADERHANE et al., 2013; ZHANG et al., 2014). Os estudos que utilizam o armazenamento em água são capazes de observar um claro efeito degradante na camada adesiva, pois esta técnica imita a degradação que ocorre clinicamente na restauração (HASHIMOTO et al., 2000; De MUNCK et al., 2005).

No presente estudo, os resultados de microtração obtidos após 1 ano de armazenamento mostraram que os grupos que utilizaram os lasers com as menores densidades de energia da ponta (GNd3 20Hz - GD3 20Hz – GD2 10Hz) apresentaram queda, entretanto, não foram estatisticamente significantes em relação a resistência de união obtidas no momento imediato, ao passo que os grupos que utilizaram os lasers com as maiores densidades de energia da ponta, tiveram uma queda nos seus valores após 1 ano de armazenamento. No entanto, dos sete grupos testados, quatro mostraram queda significativa dos seus valores após 1 ano, o grupo controle e os que utilizaram as maiores densidades de energia da ponta, e portanto, os resultados suportam estatisticamente a rejeição da quarta hipótese nula, ou seja, que não haveria diferença nos valores da resistência de união obtidos no momento imediato e após 1 ano.

O laser, no entanto, pode ter causado efeitos diferentes diante as variações da densidade de energia. Os grupos que utilizaram as menores densidades de energia da ponta (GD3 20Hz e GNd3 20Hz), os valores de resistência de união obtidos foram os mais baixos, porém se mantiveram sem queda significativa após 1 ano de armazenamento, no entanto, para os grupos que utilizaram as maiores densidades de energia da ponta, houve uma queda significativa dos valores de

resistência de união após 1 ano de armazenamento, com exceção ao Grupo teste GD2 10Hz.

O grupo que utilizou o laser de Diodo com uma densidade de energia intermediária (GD2 10Hz) se manteve com valores próximos ao grupo controle no momento imediato e sem diferença estatística quando testado após 1 ano (GD2 10Hz - 35,82 imediato/ 22,92 1 ano; Controle – 40,09 imediato/ 20,85 1 ano), sugerindo uma manutenção ou minimização do processo de degradação da matriz de colágeno. Já o grupo que utilizou o laser Nd:YAG com a menor densidade de energia testada (GNd3 20Hz) também obteve resultados que não mostraram diferença estatística em seus valores de resistência de união testados após 1 ano, no entanto já no momento imediato, o valor obtido, apesar de não haver diferença com o grupo controle após a análise estatística, foram valores não próximos ao grupo controle e sim mais inferiores (GNd3 20Hz - 27,59 imediato - 14,70 1 ano; Controle – 40,09 imediato/ 20,85 1 ano).

A utilização do laser é uma promessa para melhora da resistência de união dos sistemas adesivos, porém mais estudos devem ser realizados para que o uso dos diferentes tipos de laser possa efetivamente resultar na melhora da adesão dos sistemas adesivos disponíveis no mercado. Mesmo que o uso do laser não se prove capaz de aumentar a força de resistência de união em restaurações, o efeito positivo da manutenção da força de união no longo prazo poderia, por si só, justificar o seu emprego.

Embora os valores de resistência de união encontrados pareçam sugerir que o uso do laser não contribui para a sua melhora, ou que possa até mesmo prejudicar esta adesão, eles são apenas resultados iniciais. Alterações de alguns parâmetros com a fixação de outros poderiam ajudar a definir o protocolo ideal para o uso efetivo.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Como conclusões deste trabalho, temos que:

- Os diferentes lasers não apresentaram comportamentos diferentes entre si, e não foram capazes de promover aumento na resistência de união imediata comparado ao grupo controle.
- Existiram diferenças entre os diferentes protocolos de entrega de energia, sendo que alguns foram capazes de manter a resistência de união após 1 ano.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- Aktas AR, Celik O, Ozkan U, Cetin M, Koroglu M, Yilmaz S, Daphan BU, Oguzkurt L. Comparing 1470- and 980-nm diode lasers for endovenous ablation treatments. *Lasers Med Sci.* 2015 May 20.
- 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):761-5.
- Arisu HD, Dalkihç E, Üçtaşlı MB. Effect of desensitizing agents on the microtensile bond strength of a two-step self-etch adhesive to dentin. *Oper Dent.* 2011 Mar-Apr;36(2):153-61.
- Arslan E, Demirci I, Kılınçaslan MO, Hacifazlıoğlu C, Demir T, Demirkale I. Identification of intervertebral disc regeneration with magnetic resonance imaging after a long-term follow-up in patients treated with percutaneous diode laser nucleoplasty: a retrospective clinical and radiological analysis of 14 patients. *Eur Spine J.* 2014 May;23(5):1044-51.
- Arrais CA, Giannini M. Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentinal matrix. *Pesqui Odontol Bras.* 2002 Apr-Jun;16(2):115-20.
- Azevedo DT, Faraoni-Romano JJ, Derceli Jdos R, Palma-Dibb RG. Effect of Nd:YAG laser combined with fluoride on the prevention of primary tooth enamel demineralization. *Braz Dent J.* 2012;23(2):104-9.
- Bahar A, Tagomori S. The effect of normal pulsed Nd-YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Res.* 1994;28(6):460-7.
- Bail M, Malacarne-Zanon J, Silva SM, Anauate-Netto A, Nascimento FD, Amore R, Lewgoy H, Pashley DH, Carrilho MR. Effect of air-drying on the solvent evaporation, degree of conversion and water sorption/solubility of dental adhesive models. *J Mater Sci Mater Med.* 2012 Mar;23(3):629-38.
- Bednařík A, Tomalová I, Kanický V, Preisler J. Thin-layer chromatography combined with diode laser thermal vaporization inductively coupled plasma mass spectrometry. *J Chromatogr A.* 2014 Oct 17;1364:271-5.
-

Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent*. 2001 Jan;29(1):55-61.

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res*. 1965;44(5):895-902.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008 Jan;24(1):90-101. Epub 2007 Apr 17.

Brudevold F, Buonocore M, Wileman W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res*. 1956;35(6):846-51.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849-53.

Carrilho MR, Geraldeli S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjaderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res*. 2007;86(6):529-33.

Castro FL, Andrade MF, Hebling J, Lizarelli RF. Nd:YAG laser irradiation of etched/unetched dentin through an uncured two-step etch-and-rinse adhesive and its effect on microtensile bond strength. *J Adhes Dent*. 2012 Apr;14(2):137-45.

Castro FL, Campos BB, Bruno KF, Reges RV. Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. *J Appl Oral Sci*. 2013 Mar-Apr;21(2):157-62.

Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent Mater*. 2001;17(4):340-6.

Correa-Afonso AM, Ciconne-Nogueira JC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. In vitro assessment of laser efficiency for caries prevention in pits and fissures. *Microsc Res Tech*. 2012 Feb;75(2):245-52.

Correa-Afonso AM, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Influence of laser irradiation on pits and fissures: an in situ study. *Photomed Laser Surg*. 2013 Feb;31(2):82-9.

Das M, Kumar GA, Ramesh S, Garapati S, Sharma D. An in vitro evaluation of microtensile bond strength of resin-based sealer with dentin treated with diode and Nd:YAG laser. *J Contemp Dent Pract*. 2013 Mar 1;14(2):183-7.

De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Peumans M, Van Meerbeek B. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res*. 2012 Apr;91(4):351-7.

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

De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium : YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*. 2002;110(4):322-9.

Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater*. 2005;21(7):616-24.

El Zohairy AA, Saber MH, Abdalla AI, Feilzer AJ. Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. *Dent Mater*. 2010 Sep;26(9):848-54.

Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*. 2011 Jan;27(1):29-38.

Ferrari M, Mason PN, Goracci C, Pashley DH, Tay FR. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *J Dent Res*. 2004 May;83(5):414 9.

Franke M, Taylor AW, Lago A, Fredel MC. Influence of Nd:YAG laser irradiation on an adhesive restorative procedure. *Oper Dent*. 2006;31(5):604-9.

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

Gonçalves SE, de Araujo MA, Damião AJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg*. 1999 Apr;17(2):77-85.

Gutknecht N, Moritz A, Dercks HW, Lampert F. Treatment of hypersensitive teeth using neodymium:yttrium-aluminum-garnet lasers: a comparison of the use of various settings in an in vivo study. *J Clin Laser Med Surg*. 1997;15(4):171-4.

Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol*. 1967;12(12):1615-20.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*. 2000 Jun;79(6):1385-91.

Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res*. 2005 Aug;84(8):741-6. Erratum in: *J Dent Res*. 2006 Apr;85(4):384.

Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*. 1989;9(4):338-44.

Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater*. 2001 Mar;17(2):122-6.

Kuwana AS, Influência do LASER Nd:YAG na qualidade da hibridização da dentina bovina empregando sistema adesivo convencional ou autocondicionante: análise em MEV [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2008.

Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*. 2002 Jul;18(5):359-69.

Lan WH, Lee BS, Liu HC, Lin CP. Morphologic study of Nd:YAG laser usage in treatment of dentinal hypersensitivity. *J Endod*. 2004 Mar;30(3):131-4.

Lan WH, Liu HC. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*. 1996 Apr;14(2):89-92.

Maenosono RM, Bim Júnior O, Duarte MA, Palma-Dibb RG, Wang L, Ishikiriama SK. Diode laser irradiation increases microtensile bond strength of dentin. *Braz Oral Res*. 2015;29(1):1-5.

Malta DAMP, Costa MM, Pelino JEP, de Andrade ME, Lizarelli RFZ. Bond strength of an adhesive system irradiated with Nd:YAG laser in dentin treated with Er:YAG laser. *Laser Phys Lett*. 2008;5(2):144-50.

Marimoto AK, Cunha LA, Yui KC, Huhtala MF, Barcellos DC, Prakki A, Gonçalves SE. Influence of Nd:YAG laser on the bond strength of self-etching and conventional adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent*. 2013 Jul-Aug;38(4):447-55.

Matos AB, Oliveira DC, Kuramoto M, Jr., Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(4):165-9.

Myers TD, Myers WD, Stone RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. *Northwest Dent.* 1989 Mar- pr;68(2):14-7.

Myers TD, Myers WD. The use of a laser for debridement of incipient caries. *J Prosthet Dent.* 1985 Jun;53(6):776-9.

Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int.* 1992 Feb;23(2):135-41.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(3):265-73.

Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. Tokyo: Quintessence. 1998:57-85.

Oliveira SS, Marshall SJ, Hilton JF, Marshall GW. Etching kinetics of a self-etching primer. *Biomaterials.* 2002 Oct;23(20):4105-12.

Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007 Apr;51(2):333-57, viii. Review.

Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces. *Dent Mater.* 2008 Aug;24(8):1102-6. Epub 2008 Mar 4.

Raucci-Neto W, De Castro-Raucci LM, Lepri CP, Faraoni-Romano JJ, Gomes da Silva JM, Palma-Dibb RG. Nd:YAG laser in occlusal caries prevention of primary teeth: a randomized clinical trial. *Lasers Med Sci.* 2015 Feb;30(2):761-8.

Ribeiro CF, Anido AA, Rauscher FC, Yui KC, Gonçalves SE. Marginal leakage in class V cavities pretreated with different laser energy densities. *Photomed Laser Surg.* 2005 Jun;23(3):313-6

Ribeiro CF, Gonçalves SE, Yui KC, Borges AB, Barcellos DC, Brayner R. Dentin bond strength: influence of Er:YAG and Nd:YAG lasers. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2013 May-Jun;33(3):373-7.

Roncati M, Gariffo A. Systematic review of the adjunctive use of diode and Nd:YAG lasers for nonsurgical periodontal instrumentation. *Photomed Laser Surg.* 2014 Apr;32(4):186-97.

Rolla JN, Mota EG, Oshima HM, Júnior LH, Spohr AM. Nd:YAG laser influence on microtensile bond strength of different adhesive systems for human dentin. *Photomed Laser Surg.* 2006 Dec;24(6):730-4.

Roulet, Van Meerbeek B. Statistics: a nuisance, a tool, or a must? *J Adhes Dent.* 2007; 9(3) 287-288.

Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res.* 1999 Apr;78(4):906-11.

Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res.* 1964;43(5SP):873-&.

Susin AH, Oliveira Júnior OB, Achutti MAC. Espessura de camada híbrida: influência de sistemas adesivos e condições de substrato dentinário. *J Bras. Dent. Est.* 2003;2(7):226-235.

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

Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res.* 2002 Jul;81(7):472-6.

Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldeli S, Tezvergil-Mutluay A, Carrilho MR, Carvalho RM, Tay FR, Pashley DH. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dent Mater.* 2013 Jan;29(1):116-35.

Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry – a review - FDI Commission Project 1-97. *Int Dent J.* 2000;50(1):1-12.

Vale MR, Afonso FA, Borges BC, Freitas AC Jr, Farias-Neto A, Almeida EO, Souza-Junior EJ, Geraldeli S. Preheating impact on the degree of conversion and water sorption/solubility of selected single-bottle adhesive systems. *Oper Dent.* 2014 Nov-Dec;39(6):637-43.

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010;26(2):e100-21

Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling. *Lasers Surg Med*. 1996;18(3):294-300.

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*. 1994 Jun;73(6):1212-20.

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 Jul;124(7):45-51.

Yoshida A, Ishiko S, Akiba J, Kitaya N, Nagaoka T. Radiating retinal folds detected by scanning laser ophthalmoscopy using a diode laser in a dark-field mode in idiopathic macular holes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 1998 Jun;236(6):445-50.

Yoshiyama M, Suge T, Kawasaki A, Ebisu S. Morphological characterization of tube-like structures in hypersensitive human radicular dentine. *J Dent*. 1996 Jan-Mar;24(1-2):57-63.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;19:515-30.

Zhang L, Wang DY, Fan J, Li F, Chen YJ, Chen JH. Stability of bonds made to superficial vs. deep dentin, before and after thermocycling. *Dent Mater*. 2014 Nov;30(11):1245-51.

Zhang C, Wang X, Kinoshita J, Zhao B, Toko T, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of KTP laser irradiation, diode laser, and LED on tooth bleaching: a comparative study. *Photomed Laser Surg*. 2007 Apr;25(2):91-5.

ANEXOS

ANEXO A - Aprovação do comitê de ética

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Efeito na resistência a dentina/sistema adesivo irradiados com diferentes laser com diferentes frequências e energia por pulso: estudo in vitro

Pesquisador: Guilherme Saintive Cardia

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 13528713.3.0000.5417

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Universidade de São Paulo

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 267.306

Data da Relatoria: 24/04/2013

Apresentação do Projeto:

O projeto "Efeito na resistência a dentina/sistema adesivo irradiados com diferentes lasers com diferentes frequências e energia por pulso: estudo in vitro" tem como responsável o doutorando Guilherme Saintive Cardia sob orientação (equipe) o Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama, e co-orientação da Profa. Dra. Regina Guenka Palma-Dibb. O projeto pretende avaliar o efeito da irradiação de dois tipos de laser (laser de Diodo e Nd:YAG), com diferentes frequências e energia por pulso, sobre a resistência adesiva após a aplicação de um sistema adesivo (diversas marcas comerciais) antes da fotoativação. O estudo será realizado com 70 terceiros molares hígidos extraídos, aleatoriamente distribuídos em 7 grupos (n=10) de acordo com a frequência irradiada (5Hz, 10Hz e 20Hz), tipo de laser (laser de Diodo e Nd:YAG) e grupo controle. A hipótese sugerida pelos autores é de que os valores de resistência adesiva serão maiores após a irradiação do LASER antes da fotoativação do adesivo.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo será avaliar o efeito na resistência adesiva a dentina/sistema adesivo irradiados com 2 tipos de lasers e em uma potência (0,8W) com diferentes frequências (5Hz, 10Hz e 20Hz) por meio de testes de microtração, antes da fotoativação.

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9

Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITARIA **CEP:** 17.012-901

UF: SP **Município:** BAURU

Telefone: (14)3235-8356

Fax: (14)3235-8356

E-mail: cep@fob.usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

Continuação do Parecer: 267.306

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Por se tratar de uma amostra obtida de dentes extraídos por indicação terapêutica, não apresenta riscos. Os benefícios, não explicitados pelos autores, na visão dessa assessoria são as informações obtidas que poderão fornecer protocolos de tratamento mais efetivos com o uso de sistemas adesivos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está claro e estabelece uma justificativa/objetivo adequado. Não possui comprometimento ético e não confere riscos. No entanto, algumas informações devem ser revisadas/corrigidas:

-cronograma estabelecido.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Toda documentação está completa, as cartas de aquiescência foram corretamente enviadas. Nesse tipo de pesquisa é dispensado o TCLE.

Recomendações:

Atualizar o cronograma, uma vez que o projeto foi analisado na reunião de 24 de abril de 2013.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto está claro e estabelece uma justificativa/objetivo adequado. Não possui comprometimento ético e não confere riscos.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP considera este projeto APROVADO, em reunião do dia 24.4.2013. Ao término da pesquisa o CEP-FOB/USP exige a apresentação de relatório final. Os relatórios parciais deverão estar de acordo com o cronograma e/ou parecer emitido pelo CEP. Alterações na metodologia, título, inclusão ou exclusão de autores, cronograma e quaisquer outras informações que sejam significativas deverão ser prontamente comunicadas a este CEP. Na apresentação do relatório final, deverão ser incluídos todos os TCLEs e/ou termos de doação pertinentes assinados e rubricados.

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9
Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITARIA CEP: 17.012-901
UF: SP Município: BAURU
Telefone: (14)3235-8356 Fax: (14)3235-8356 E-mail: cep@fob.usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

Continuação do Parecer: 267.306

BAURU, 09 de Maio de 2013

Assinador por:
Maria Teresa Atta
(Coordenador)

Endereço: DOUTOR OCTAVIO PINHEIRO BRISOLLA 75 QUADRA 9
Bairro: VILA NOVA CIDADE UNIVERSITARIA **CEP:** 17.012-901
UF: SP **Município:** BAURU
Telefone: (14)3235-8356 **Fax:** (14)3235-8356 **E-mail:** cep@fob.usp.br