UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

ADRIANA REGINA CRUZ

**Efeito da variação dos parâmetros de potência e energia por pulso na
resistência de união à dentina de sistema adesivo irradiado
com laser de Diodo**

BAURU
2016

ADRIANA REGINA CRUZ

**Efeito da variação dos parâmetros de potência e energia por pulso na
resistência de união à dentina de sistema adesivo irradiado
com laser de Diodo**

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

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama

Versão Corrigida

BAURU

2016

C889e Cruz, A.R.
Efeito da variação dos parâmetros de
potência e energia por pulso na resistência
de união à dentina de sistema adesivo
irradiado com laser de Diodo / Adriana
Regina Cruz. – Bauru, 2016.
111 p. : il. ; 31cm.
Dissertação (Mestrado) – Faculdade de
Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca 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:

Comitê de Ética da FOB-USP
Protocolo n°: 1626434
Data: 30.10.2013

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação ao meu Deus todo poderoso e à minha adorável família. Ao meu corajoso pai Valdir Cruz e à minha fortaleza, minha mãe Nilsa Therezinha Putti Cruz que com dignidade e muita sabedoria ensinaram-me o caminho da perseverança e determinação; às minhas “sempre juntas” e primorosas irmãs Érica Marcelina Cruz e Amanda Sarita Cruz; ao meu AMOR maior, minha filha Ana Luísa Grando de Góes; à minha pequena peluda Kika linda e aos meus sobrinhos amados Henrique Kästner Cruz e Júlia Kästner Cruz.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu querido DEUS:

Pela vida, pela minha amada filha, pela minha preciosa família;

Por colocar no meu caminho pessoas do bem, zelosas, afetuosas e compreensivas como são os meus amigos e, principalmente meu orientador Prof. Dr. Sérgio Kyioshi Ishikiriama, minha Prof^a Dr^a Linda Wang, minha amiga Prof^a Dr^a Nádia da Rocha Svizero D'Alpino, meus inestimáveis amigos e irmãos “científicos” Prof. Dr. Rafael Massunari Maenosono e Prof^a Letícia Ferreira de Freitas Brianezzi, minha delicada e elegante amiga, parceira Martha Beteghelli Michielin e minha irmã de coração, amiga indescritível e admirável Prof^a Marina Ciccone Giacomini;

Pelas bênçãos sem fim, pela paz e alegria de viver em tua presença;

Pela certeza de que nada é imperceptível a teus olhos, pela fé e esperança que tenho na tua justiça que não falha, pelas graças alcançadas a cada dia;

Pela saúde, pela força e por sempre me carregar no colo nos momentos mais difíceis de minha vida.

Agradeço à Nossa Senhora Aparecida, minha RAINHA incomparável:

Por me acolher debaixo de vossa proteção;

Por socorrer-me em todas as minhas necessidades espirituais e temporais e, sobretudo por me abençoar com vossa poderosa intercessão junto ao DEUS PAI todo poderoso;

Por me acompanhar sempre e por permitir esse momento de graça, de muita alegria, realização pessoal e profissional que se faz presente perante essa defesa de dissertação de Mestrado.

Agradeço à Nossa Senhora de Fátima, minha MÃE soberana:

Por me conceder a benção materna nascida de vosso inesgotável afeto, compaixão e misericórdia;

Por me dar à mão a cada instante, a cada angústia, a cada dificuldade e nos momentos felizes da minha vida;

Por me ensinar que as adversidades encontradas pelo caminho nos mostram o quão fortes e corajosos somos para fazer o bem a quem nos decepçiona, para termos a elegância para elogiar quem nos difama e altruísmo para ser gentil com quem nos aborrece;

Por me manter fiel à sua confiança e por todas as graças recebidas pelo seu infinito amor.

Agradeço ao Sagrado Coração de Jesus, que reina em meu lar:

Pela oportunidade de viver dias inesquecíveis e importantes em minha vida;

Por sempre me acolher em sua casa, me cobrindo com seu manto e sua proteção divina;

Por amenizar a dor, a angústia, as incertezas que por horas tomaram conta da minha vida e da vida da minha família;

Por eternizar momentos de reflexão, de alegrias, de decisões e de paz interior.

Agradeço à Santa Apolônia, padroeira dos Dentistas:

Pela minha profissão de honradez e destreza;

Pela união, pelo carinho e competência da minha família “científica”;

Por me presentear com a oportunidade e a serenidade da vivência do aprender com aqueles que me concedem o privilégio de fazer de suas queixas e desejos, subentendidos ou expressos, a concretização da cura e do senso estético com amor, dedicação e veemência.

Agradeço aos meus pais Valdir Cruz e Nilsa Therezinha Putti Cruz:

Por me darem a vida;

Por me ensinarem com atitudes, palavras, amor e carinho o verdadeiro valor que enaltece e faz do ser humano uma pessoa íntegra, honesta e fidedigna.

Por sempre estarem ao meu lado nos momentos de felicidade, de dúvidas, lutas, quedas e fraquezas;

Por serem luz no meu caminho, pela compreensão, pelo apoio e pelos conselhos dados através dos quais me incentivaram a buscar e a realizar meus sonhos;

Pelas oportunidades incessantes do estudo; por não medirem esforços para que eu chegasse a mais essa etapa de minha vida;

Papai e Mamãe valeu a pena toda distância, toda renúncia e toda motivação. A vitória de hoje é muito mais de vocês do que minha, pois vocês são a minha base, a minha estrutura, o combustível que move as minhas ações. Muito obrigada por serem os melhores pais do mundo.

Agradeço as minhas queridas irmãs Érica Marcelina Cruz e Amanda Sarita Cruz:

Por estarem ao meu lado incansavelmente;

Por me darem forças para lutar pela vida;

Por me abraçarem nos momentos árdios e de alegrias;

Por estarmos “sempre juntas” e de três irmãs nos tornarmos uma só pelo amor infinito que perdura em nossos corações;

Por me ensinarem a não perder a Fé para vencer e por me darem ânimo para jamais desistir dos meus sonhos;

Pela lealdade e pelas palavras de esperança que me fazem melhor a cada dia;

Por existirem e serem as melhores irmãs do mundo. Amo infinitamente!!

Agradeço aos meus grandes amores minha filha Ana Luísa Grandó de Góes e aos meus sobrinhos Henrique Kästner Cruz e Júlia Kästner Cruz:

Pela graça divina de existirem em minha vida e alegrarem constantemente meus dias tornando-os mais belos e especiais;

Por serem preciosos, encantadores e por mudarem a minha história tão intensamente;

Por serem o maior presente que Deus poderia me dar;

Por iluminarem os dias obscuros tornando-os sublimes, mágicos e resplandecentes;

Por toda ternura, delicadeza, formosura que transcendem do doce sorriso que emana de cada um de vocês meus amores eternos e incondicionais.

Agradeço à kikinha, minha filha peluda:

Por ser minha fiel companheira;

Por estar presente em todas as horas dos meus dias e nas noites de trabalho intenso;

Por me fazer esquecer as ingratidões;

Por me ouvir, por me compreender e pelo enorme afeto, carinho e amor recíprocos.

Agradeço ao Gilberto, pai da Ana Luísa:

Pela oportunidade dispensada para a realização deste trabalho.

Agradeço à Dona Laura Nunes Pereira:

Por cuidar com carinho e zelar pela minha casa, onde vivo com alegria e alívio minhas tristezas;

Por ser e ter sido nos momentos mais confusos e aflitivos da minha vida a fonte silenciosa que supre e supriu a calma, a paciência e a atenção que me concedeu a energia necessária para que o brilho de cada manhã tornasse uma constante em minha vida;

Por ordenar tudo e me proporcionar força cuidando de mim, das minhas filhas com afeto e carinho iguais aos de uma mãe;

Por ajudar a manter a família sempre unida;

Por todos os segundos, minutos e horas dedicados aos meus desabafos e desentendimentos;

Por me apoiar indiscutivelmente.

Agradeço à Dona Maria:

Por existir e permanecer em minha vida mesmo distante;

Por rezar por mim e querer sempre o meu bem;

Por me ouvir incansavelmente;

Por estar comigo em todos os momentos e, fazer com que eu não desista dos meus objetivos pessoais e profissionais;

Por saber que tenho na senhora a paz, a tranquilidade, o carinho que uma mãe oferece a um filho.

Agradeço ao Dr. Rodrigo Dias:

Por me presentear com as palavras certas na hora certa;

Por me ajudar a ser a cada dia uma pessoa melhor compreendendo o real sentido da nossa existência;

Por segurar a minha mão nos momentos de angústia e dor;

Por me ajudar a resolver meus conflitos internos com tanta clareza, firmeza e objetividade;

Por ser tão especial.

Agradeço ao Dr. Renato Acerra:

Pelo carinho, respeito e pela atenção tornando meus dias mais leves e felizes.

Agradeço ao meu estimado orientador Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama :

Por sua hombridade, integridade, benevolência e complacência;

Por ser nobre de alma e coração;

Pela ajuda incessante, pela paciência, pela amizade, pela compreensão, pela dedicação, pelos conselhos que abriram meus olhos e transformaram a minha maneira de ver o mundo;

Por marcar a minha vida profissional através de seus valiosos ensinamentos clínicos e teóricos;

Pela oportunidade de me contagiar com sua paixão pela família e pela vida acadêmica;

Por não me abandonar nos momentos de fraqueza, desânimo e infelicidade;

Por acreditar no meu trabalho e nas minhas capacidades despertando minha admiração como mestre inigualável e fonte de inspiração pessoal e profissional. Minha sincera e eterna gratidão, com carinho!!

Agradeço também à sua esposa Prof^a Dr^a Bella Luna Colombini Ishikiriama pelo carinho e pelas palavras de conforto durante a realização deste trabalho.

Agradeço à Prof^a Dr^a Linda Wang:

Por transpor primorosamente o meu caminho;

Por me assegurar com tamanha ternura que todos nós encontramos problemas e, que a vida sempre nos oferece soluções através do próximo;

Por me confortar carinhosamente nas minhas provas;

Por me socorrer na dor, nas aflições e nos descontentamentos;

Pelas advertências precisas e relevantes que proporcionaram meu amadurecimento e crescimento pessoal e profissional;

Por ser tão bondosa, amável, ética, generosa e admirável por dentro e por fora como pessoa LINDA que é;

Por ser uma professora dedicada, competente e empenhada infindavelmente em nos proporcionar uma pós-graduação com valores morais e éticos acompanhados do rico aprendizado teórico-prático que certamente contribuíram para nosso crescimento profissional e nossa evolução pessoal. Muito obrigada por fazer parte da minha vida!!

Agradeço à minha adorável amiga e exímia Profª Drª Nádia da Rocha Svizero D'Alpino:

Por ser uma amiga preciosa que DEUS colocou em meu caminho;

Pelo privilégio da sua amizade sincera e dos ensinamentos pessoais e profissionais;

Por ser uma professora que inspira seus alunos com tamanho apreço, dedicação e competência;

Por sua garra, coragem e determinação que transcendem aos que estão à sua volta;

Por me ensinar que auto-confiança e superação pessoal são fatores decisivos para o sucesso;

Por ser capaz de sentir meus sofrimentos e angústias e, com o carinho e a delicadeza que lhe são peculiares, ajudar-me a lutar com força, fé e foco por tudo o que almejo;

Por celebrar comigo minhas conquistas sendo minha fonte de motivação, esperança e coragem para a realização de mais esse sonho que se concretiza hoje;

Por seu apoio incondicional nos momentos de alegrias, tristezas, ganhos e perdas;

Por nortear minhas perturbações e me acalmar com palavras amenas e doces;

Por permitir o descanso do meu coração no seu ombro amigo e no seu abraço sincero nos momentos de luto e desconsolo;

Por não permitir que eu perca o equilíbrio quando minhas forças estavam se esgotando;

Por estender suas mãos nas situações complicadas da minha vida e, por seu esforço em me fazer sentir bem e feliz;

Por ser o meu exemplo maior de mãe, de profissional incomparável e de ser humano indescritível;

Por me ensinar que as mágoas e incertezas nos amadurecem como pessoas mostrando-me que a vida nos assegura a felicidade e o sucesso de acordo com as vontades do nosso Deus Pai Todo Poderoso juntamente com a renovação da nossa Fé. Muito obrigada por entrar na minha vida e por jamais me abandonar. Amo você!

Agradeço à Profª Regina Guenka Palma Dibb:

Por nos transmitir com maestria seus conhecimentos fundamentais para a realização desta dissertação assim como, conceder-nos com muita gentileza e afabilidade equipamentos e acessórios necessários para a execução deste trabalho;

Por nos receber sempre com polidez e alegria em seu ambiente de trabalho e, por nos dedicar seu tempo solucionando nossas dúvidas.

Agradeço ao Prof. Dr. Heitor Honório e à Profª Drª Miriam Tsunemi:

Por todos os ensinamentos estatísticos imprescindíveis para a realização deste trabalho;

Por toda atenção, paciência e gentileza dispensadas a cada reunião para solucionar minhas dúvidas.

Agradeço ao Prof. Dr. José Mondelli e ao Prof. Dr. Aquira Ishikirama:

Por todo conhecimento teórico e prático transmitido com muita satisfação e disposição;

Por eu poder desfrutar dos ensinamentos e das considerações feitas para aprimorar meu aprendizado na carreira profissional durante as clínicas de graduação e dos laboratórios.

Agradeço ao Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli:

Por liderar com sabedoria a Dentística;

Pela valiosa contribuição nas considerações feitas durante o Mestrado para melhorar e aperfeiçoar minha habilidade clínica e minha dissertação;

Por todo senso crítico construtivo que nos fazem crescer profissionalmente;

Por toda compreensão, paciência e descrição nessa etapa da minha vida. Meus sinceros agradecimentos.

Agradeço à Profª Drª Maria Teresa Atta:

Por todo ensinamento prestado com paixão e entusiasmo pelo dom de ensinar;

Por toda elegância e gentileza nas observações empreendidas durante o Mestrado;

Por ser tão solícita e comprometida com o aprendizado pessoal e profissional de seus alunos.

Muito obrigada por tudo.

Agradeço à Profª Drª Ana Flávia Sanches Borges e ao Prof. Dr. Paulo Afonso Francisconi:

Por toda atenção, carinho e dedicação proporcionados a mim e à Ana Luísa para a execução deste trabalho;

Pela forma brilhante como conduziram nossas disciplinas de Materiais Dentários;

Por toda alegria e energia positiva que lhe são inerentes. Agradeço-os imensamente por nos acolher com tamanha amabilidade.

Agradeço à Profª Drª Juliana Bombonati:

*Por toda ajuda, cuidado e empenho prestados durante as clínicas de graduação;
Por ser admirável como pessoa e professora;
Pelas palavras de conforto e de carinho que tornaram meus dias mais serenos;
Por toda sensibilidade e percepção de sensações de dor, de exaustão e fraqueza nos momentos difíceis da minha vida. Muito obrigada por toda solidariedade.*

Agradeço ao Prof. Dr. Adilson Furuse:

Pela atenção, pelos ensinamentos e por todas as ponderações necessárias para o meu crescimento profissional.

Agradeço ao Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior:

Pela oportunidade e disponibilidade a mim concedida para frequentar as clínicas de cirurgia em prol do meu trabalho de Mestrado.

Agradeço aos meus amáveis irmãos científicos Prof. Rafael Massunari Maenosono e Profª Letícia Ferreira de Freitas Brianuzzi:

*Pela polidez e afabilidade que transcendem naturalmente de vocês;
Por fazerem parte da minha história pessoal e profissional com tanto carinho, amor e dedicação dispensados a mim e à Ana Luísa e, por serem tão únicos e especiais para nós;
Por serem meu espelho de pós-graduando e, por me ajudarem, incessantemente, a qualquer hora e minuto de seus dias, tanto na minha vida pessoal como profissional;
Pelas oportunidades que me oferecem constantemente para meu crescimento profissional;
Por me ouvirem na alegria e na tristeza e, por toda força, paciência e compreensão nas horas de dificuldades;
Pelas palavras de incentivo, fé e coragem que me fortalecem, me sustentam e me encorajam para ser uma pessoa cada vez mais apaixonada pela vida, pela profissão e por vocês. Amos.*

Agradeço à minha parceira Martha Beteghelli Michielin:

Pela finesse, doçura e afeição que lhe são inconfundíveis;

Por todo carinho, amor e cuidado dispensados a mim e a Ana Luísa;

Pelo privilégio de sua amizade verdadeira e, sua companhia de todas as horas;

Por todo empenho, ajuda e apoio em cada dia de minha vida;

Por toda credibilidade e confiabilidade pessoal e profissional;

Por sua existência. Adoro você!!

Agradeço à minha irmã de coração Profª Marina Ciccone Giacomini:

Por transpor a minha vida, a vida da minha filha Ana Luísa e a vida da kikinha tão maravilhosamente e com tanto amor que agradecemos a Deus todos os dias por sua existência;

Pelo sorriso de cada dia, pela bravura, pela valentia, determinação e perseverança que a fazem admirável como pessoa e como profissional;

Por me ensinar que o desejo de vencer é maior que o cansaço;

Por enfrentar comigo as dificuldades, as facilidades e as críticas;

Por nunca nos abandonar e por nos defender de tudo e de todos;

Por ser a luz que brilha pelos caminhos que trilhamos e, por sua presença eterna em nossos corações;

Pela família encantadora, formidável e extraordinária que você tem e, aproveito para agradecer de alma e coração as atitudes, os pensamentos positivos, as orações e as palavras de esperança, de fé, de coragem e de amor que você, sua mãe, sua vó e sua tia consagram a mim todos os dias e, em todas as circunstâncias da minha vida. Amo você minha irmã de coração!!

Agradeço à amiga Profª Maria Angélica Silvério Agulhari:

Por sua generosidade, por cuidar com zelo, com carinho e com muito amor da minha princesa Ana Luísa;

Pela disciplina, pela dedicação, pelo empenho e pelo companheirismo nas tarefas conjuntas durante o Mestrado;

Por sua amizade, pelas orações, por torcer e vibrar com as minhas conquistas;

Por me ensinar que a fé e a perseverança passam por cima de qualquer situação e, que o amor e a vontade divina nos ensinam a não dar aos acontecimentos infelizes maior importância do que eles mereçam;

Por sua imensa vontade de ajudar as pessoas, por ser nobre de coração e, por ser uma amiga de alma esplendorosa.

Agradeço ao amigo Adolfo Coelho de Oliveira Lopes:

Pelo cuidado e pelo carinho com a minha filha Ana Luísa;

Por sua destreza manual em reproduzir com suavidade e delicadeza os traços da minha princesa;

Por sua amizade e pelo sorriso contagiante.

Agradeço aos amigos de pós-graduação Fábio, Giovana, Camila, Tamires, Marlyni, Ligia, Luara, Melody, Diana, Marina, Carla, Raphaela, Larissa, Ana Flávia, Odair, Bhenya, Mayara, Carlos, Cassiana, Ana Paula, Alfredo, Rafael M., Rafael S., Marília:

Por toda ajuda, apoio e incentivo.

Agradeço aos funcionários do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Odontológicos Sr. Nelson, Natália, Áudria, Charlene, Sr. Alcides, Sandra, Rita, Srª Lígia, Elísio e Srª Zuleica:

Por toda ajuda, pela paciência, competência, atenção e auxílio dispensados nos momentos de convivência. Meus sinceros agradecimentos.

Agradeço às funcionários da pós-graduação Srª Hebe e Srª Cleusa:

Por toda compreensão, atenção, dedicação e ajuda durante as clínicas de pós-graduação.

Agradeço a todos os funcionários da FOB-USP, em especial a Srª Rose, aos funcionários da portaria e da biblioteca:

Por todo apreço, paciência e atenção prestadas durante a realização do Mestrado.

Agradeço aos alunos da graduação:

Pela amizade, pelo carinho e atenção durante as clínicas e laboratórios, além de todo cuidado, zelo e afeto pela minha filha Ana Luísa.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

Ao Prof. Dr. Marco Antônio Zago, ilustríssimo Reitor da Universidade de São Paulo.

À Profª Drª Maria Aparecida Moreira Machado, ilustríssima Diretora da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. Carlos Ferreira dos Santos, ilustríssimo Vice-Diretor da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris, Prefeito do Campus da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. José Henrique Rubo, Vice-Prefeito do Campus da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. Guilherme dos Reis Pereira Janson, Presidente da Comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) órgão de fomento de meu Mestrado.

Uma noite sonhei que estava andando na praia com o Senhor e no céu passavam cenas da minha vida. Para cada cena, percebi que eram deixados dois pares de pegadas na areia: um meu e o outro do Senhor. Quando a última cena da minha vida passou, olhei para trás, para as pegadas na areia, e notei que muitas vezes, no caminho da minha vida, havia apenas um par de pegadas na areia. Notei também que isso aconteceu nos momentos mais difíceis e angustiantes da minha vida.

Então perguntei ao meu Senhor:

- “Senhor, tu não me disseste que andarias sempre comigo, em todo o caminho”? Contudo, notei que durante as maiores tribulações do meu viver, havia apenas um par de pegadas na areia. “Não compreendo por que nas horas em que eu mais necessitava de ti, tu me deixaste sozinho”.

O Senhor me respondeu:

- “Meu querido filho, jamais te deixaria nas horas de prova e de sofrimento. Quando viste na areia, apenas um par de pegadas, eram as minhas. Foi exatamente aí, que te carreguei nos braços”.

Mary Stevenson, 1936.

RESUMO

O uso do laser previamente à polimerização de sistemas adesivos aplicados sobre a dentina tem sido proposto para melhorar a resistência de união à dentina. O objetivo foi avaliar o efeito da variação da potência (P) e da energia por pulso (Ep) na resistência de união à dentina de um sistema adesivo convencional irradiado com laser previamente à fotoativação. Duzentos terceiros molares foram distribuídos aleatoriamente em 10 grupos (n=20) sendo um grupo sem irradiação (Controle) e nove grupos irradiados com laser de Diodo (970 nm) (SiroLaser - Sirona Dental Systems - Bensheim, Alemanha), de acordo com a potência (P) e energia por pulso (Ep) utilizados: 1 - 0,5W/0,05J; 2 - 0,5W/0,08J; 3 - 0,5W/0,1J; 4 - 0,8W/0,05J; 5 - 0,8W/0,08J; 6 - 0,8W/0,1J; 7 - 1W/0,05J; 8 - 1W/0,08J; 9 - 1W/0,1J. Em todos os grupos fez-se o condicionamento com ácido fosfórico, aplicação do sistema adesivo convencional de dois passos Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) e restauração com resina composta Z250 (3M). Para avaliar a resistência de união foi realizado teste de microtração obtendo-se os valores em MPa. Os resultados foram analisados pelo ANOVA a dois critérios, seguido de Dunnett t ($p < 0,001$) para comparação entre os grupos. Os grupos irradiados foram avaliados pelo ANOVA a um critério, seguido dos testes de comparações múltiplas Bonferroni e Tamhane. Os valores de resistência de união $\pm$ desvio padrão de todos os grupos foram, respectivamente: 0 - Controle ($34,60 \pm 10,76$); 1 - ($19,62 \pm 8,65$); 2 - ($27,56 \pm 9,20$); 3 - ($30,34 \pm 7,92$); 4 - ($23,31 \pm 5,96$); 5 - ($20,93 \pm 7,46$); 6 - ($24,67 \pm 8,59$); 7 - ($23,61 \pm 7,04$); 8 - ($25,94 \pm 6,82$) e 9 - ($21,48 \pm 3,59$). O laser de Diodo influencia na resistência de união entre os grupos irradiados e não irradiado. A potência de 0,5W e energia por pulso de 0,1J influenciam positivamente nos valores de resistência de união quando o sistema adesivo é irradiado previamente a sua fotoativação.

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

ABSTRACT

Effect of the variation of the parameters of output power and pulse energy on bond strength to dentin irradiated of conventional adhesive system with diode laser

The use of the laser prior to polymerisation of adhesive systems applied to the dentin has been proposed to improve the bond strength of dentin. The aim of this study was to investigate the effect of the variation of the output power (P) and pulse energy (Ep) on bond strength to dentin irradiated of conventional adhesive system with laser. Two hundred third molars were randomly distributed in 10 groups (n = 20): a group without laser irradiation (group control) and nine groups irradiated with diode laser (970 nm) (SiroLaser Sirona Dental Systems-Bensheim, Germany), according to the output power (P) and pulse energy (Ep): 1 - 0,5W/0,05J; 2 - 0,5W/0,08J; 3 - 0,5W/0,1J; 4 - 0,8W/0,05J; 5 - 0,8W/0,08J; 6 - 0,8W/0,1J; 7 - 1W/0,05J; 8 - 1W/0,08J; 9 - 1W/0,1J. It was used in all groups etching with phosphoric acid, application of conventional adhesive system AdperTM Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) and restoration with composite resin Z250 (3M). Microtensile test was performed obtaining bond strength values in MPa. Results were analyzed by two-ways ANOVA test, followed by Dunnett t ($p < 0.001$) for comparison between groups. The groups laser irradiated were assessed by one-way ANOVA test and subsequent t test with Bonferroni and Tamhane corrections. Bond strength values $\pm$ standard deviation for the groups were, respectively: 0 – group control (34.60 ± 10.76); 1 - (19.62 ± 8.65); 2 - (27.56 ± 9.20); 3 - (30.34 ± 7.92); 4 - (23.31 ± 5.96); 5 - (20.93 ± 7.46); 6 - (24.67 ± 8.59); 7 - (7.04 ± 23.61); 8 - (25.94 ± 6.82) and 9 - (3.59 ± 21.48). The Diode laser influences on bond strength between irradiated and without irradiated groups. The output power 0.5W and energy per pulse 0.1J influence positively in the bond strength values when the adhesive system is irradiated prior to their light curing.

Keywords: Adhesives. Lasers. Dentin. Tensile strength.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1	- Laser de Diodo	47
Figura 2	- Imagem do software STATISTICA (ANOVA Sample Size).....	49
Figura 3	- A) Dentina planificada. B) Matriz de silicona de condensação de 6 mm de largura por 6 mm de comprimento. C) Matriz centralizada sobre a dentina planificada. D) Esmalte de unha de cor clara utilizado para delimitação da área a ser irradiada. E) Representação da área a ser irradiada determinada pelo uso do esmalte de unha.	51
Figura 4	- A) Máquina de cortes seriados com dispositivo metálico adaptável de base plana. B) Seccionamento dos espécimes no sentido mesio-distal e vestibulo-lingual com disco diamantado em baixa velocidade sob refrigeração. C) Palitos com área transversal de aproximadamente 0,64 mm ²	53
Figura 5	- O teste de microtração foi realizado na máquina de ensaios universal INSTRON 3342 (A) com célula de carga de 500N (B) utilizando-se um dispositivo de microtração similar ao de Bencor multi T (C). Os palitos foram fixos com adesivo à base de cianocrilato posicionando a interface adesiva perpendicular à força de tração (D).	54
Figura 6	- A) Palito fraturado após a força de tração desempenhada pela máquina de microtração. B e C) Estereomicroscópio Dino Lite (B) utilizado para análise do padrão de fratura dos fragmentos (C).	55

LISTA DE TABELAS

- Tabelas

Tabela 1	- Média $\pm$ desvio padrão dos valores de resistência de união (MPa) entre os grupos pelo ANOVA	59
Tabela 2	- Média e diferença entre as médias dos valores de resistência de união (MPa) entre os grupos pelo ANOVA seguido de Dunnett t	60
Tabela 3	- Média $\pm$ desvio padrão dos valores de resistência de união (MPa) entre as Potências (P) para cada Energia por pulso (Ep) (n=20) e entre as Energias por pulso para cada Potência (n=20).....	61
Tabela 4	- Porcentagem do tipo de fratura para cada grupo	63

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

BisGMA	Bisfenol A Glicidil Metacrilato
cm	centímetro
mm	milímetro
CO ₂	Dióxido de Carbono
Er:YAG	Granada de Ítrio e Alumínio, dopado com Érbio
HEMA	2-Hidroxi-etilmetacrilato
HeNe	Hélio Neônio
Hz	Hertz (s ⁻¹)
J	Joule
J/cm ²	Joule por centímetro quadrado
Laser	<i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i> (Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação)
LED	Light Emitting Diodes (Diodos Emissores de Luz)
mm	milímetro
Nd:YAG	Granada de Ítrio e Alumínio, dopado com Neodímio
Nd:YFL	Fluoreto de Ítrio e Lítio, dopado com Neodímio
Ho:YAG	Granada de Ítrio e Alumínio, dopado com Hólmio
Al ₂ O ₃	Óxido de alumínio
nm	nanômetros
s	segundo
™	<i>Trademark</i>
W	Watts
W/cm ²	Watts por centímetro quadrado
J/cm ²	Joule por centímetro quadrado
μm	micrômetro

LISTA DE SÍMBOLOS

$\pm$	mais ou menos
$<$	menor
a	Área da secção transversal do feixe de luz
DE	Densidade de Energia
DP	Densidade de Potência
E_1	Energia do estado fundamental
E_2	Energia do estado metaestável
E_p	Energia por pulso
E_t	Energia total
f	frequência
h	Constante de Planck
P	Potência
SB	Adper™ SingleBond 2
λ	Comprimento de onda
t	tempo
mJ	milijoules

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DE LITERATURA	27
2.1	A TECNOLOGIA LASER.....	29
2.2	PARÂMETROS UTILIZADOS NA TECNOLOGIA LASER	33
2.3	A TECNOLOGIA LASER E À ADESÃO AOS TECIDOS DENTAIS	34
3	PROPOSIÇÃO	41
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	45
4.1	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	47
4.2	OBTENÇÃO DOS VALORES DE POTÊNCIA E ENERGIA POR PULSO	48
4.3	CÁLCULO DA AMOSTRA.....	49
4.4	OBTENÇÃO DOS DENTES HUMANOS.....	50
4.5	PLANIFICAÇÃO DAS COROAS PARA A EXPOSIÇÃO DA DENTINA.....	50
4.6	PREPARO DOS ESPÉCIMES	51
4.7	OBTENÇÃO DOS PALITOS.....	53
4.8	TESTE DE MICROTRAÇÃO	53
4.9	ANÁLISE DE FRATURA.....	54
4.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	55
5	RESULTADOS.....	57
6	DISCUSSÃO	65
6.1	DO MÉTODO	67
6.2	DOS RESULTADOS	69
7	CONCLUSÕES	75
	REFERÊNCIAS	79
	APÊNDICES.....	97
	ANEXOS	103

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento tecnológico e científico, as resinas compostas tornaram-se um dos materiais restauradores mais utilizados atualmente na odontologia estética adesiva por apresentarem propriedades estéticas favoráveis, resistência satisfatória e capacidade de união à estrutura dentária, o que permitiu ao longo dos anos uma melhora significativa no seu comportamento clínico e a confecção de preparos cavitários mais conservadores (FERRACANE, 2011; PALLESEN *et al.*, 2013; OPDAM *et al.*, 2014).

A interação entre o sistema adesivo e a estrutura dentária é um assunto amplamente discutido, pois é um dos fatores que determina uma maior longevidade das restaurações de resina composta (TORNEY *et al.*, 1977). No esmalte dental, essa interação é considerada estável, segura e confiável, uma vez que o esmalte apresenta em sua estrutura prismática uma maior quantidade de mineral e menor quantidade de água, sendo este, o principal fator de degradação da interface adesiva (BUONOCORE, 1955; OSORIO *et al.*, 2003; ARISU *et al.*, 2008). Contudo, a união à dentina é um desafio, pois esta apresenta um substrato heterogêneo com estrutura canalicular, alto conteúdo orgânico constituído principalmente por fibrilas colágenas e água tornando-a altamente permeável (VAN MEERBEEK *et al.*, 1992; TEN CATE, 1994; PASHLEY *et al.*, 1995).

Assim, como a união dos sistemas adesivos à dentina continua sendo um dos principais desafios relacionados às restaurações de resina composta (MJOR; DAHL, *et al.*, 2000; SONCINI *et al.*, 2007; SPENCER *et al.*, 2010), há uma constante preocupação em se desenvolver materiais compatíveis com essa superfície e métodos que favoreçam um melhor selamento das restaurações, dado que, as ocorrências de falhas adesivas podem conduzir a uma infiltração marginal e a lesões secundárias de cárie, problemas esses que ainda persistem apesar da evolução dos sistemas adesivos (MJOR, 1998; REIS *et al.*, 2001).

Segundo alguns autores, a degradação hidrolítica (SPENCER *et al.*, 2010) e enzimática (PASHLEY *et al.*, 2004; HEBLING *et al.*, 2005; CARRILHO *et al.*, 2007; BRESCHI *et al.*, 2008; TJADERHANE *et al.*, 2013) da interface adesiva ocorre pela frágil ligação entre os sistemas adesivos e a dentina ocasionando menor durabilidade das restaurações (SANO *et al.*, 1999; MJOR; DAHL, *et al.*, 2000; MURRAY *et al.*, 2002; DEROUEN *et al.*, 2006; BERNARDO *et al.*, 2007; SONCINI *et al.*, 2007; SIMECEK *et al.*,

2009; SPENCER *et al.*, 2010). Esta limitação ocorre por diversos fatores tais como: degradação da camada de dentina desmineralizada e não infiltrada pelo sistema adesivo (HASHIMOTO *et al.*, 2000; PASHLEY *et al.*, 2004); hibridização incompleta (NUNES *et al.*, 2005); presença de solvente ou água residual aprisionados na interface adesiva (SANO *et al.*, 1995; DE MUNCK *et al.*, 2003) e desorganização do colágeno exposto pela hidrólise e pela ação de enzimas proteolíticas (PASHLEY *et al.*, 2004; CARRILHO *et al.*, 2007).

Com o intuito de melhorar a estabilidade da união entre sistema adesivo e dentina, estudos atuais sugerem a utilização do laser como um método alternativo ou conjunto no tratamento das superfícies dentárias (GONÇALVES, *et al.*, 1999; MATOS *et al.*, 1999; MATOS *et al.*, 2000; ARAÚJO *et al.*, 2001; DE MUNCK *et al.*, 2002; FRANKE *et al.*, 2006; GHIGGI *et al.*, 2010; MARIMOTO *et al.*, 2013; MAENOSONO *et al.*, 2015). Estudos sugerem que o laser pode trazer benefícios à união entre sistema adesivo e dentina, tais como: diminuição da permeabilidade dentinária (ARANHA *et al.*, 2005) e promoção de uma estrutura dentária adequada para uma união mecânica com os materiais restauradores (LIU; LIN, LAN, 1997; FRANKE *et al.*, 2006; LIN *et al.*, 2011). Assim, vários tipos de lasers como: Nd:YAG, Er:YAG, CO₂, He-Ne e Diodo, com diferentes parâmetros de energia e comprimentos de onda (632,8 nm a 10.600 nm) vêm sendo testados com o intuito de melhorar a longevidade da interface dente/restauração (DILSIZ *et al.*, 2009; DILSIZ; AYDIN, GUNGORMUS, 2010; GHOLAMI *et al.*, 2011; YILMAZ; KURTULMUS-YILMAZ, CENGIZ, 2011 e MAENOSONO *et al.*, 2015).

No momento atual, a luz laser destaca-se na odontologia devido, principalmente, às suas propriedades singulares que a diferenciam da luz comum. A colimação (o feixe de luz é direcional e não diverge como a luz comum) possibilita a focalização da luz laser em pequenas áreas com emissão de altas quantidades de energia, produzindo sobre o tecido irradiado efeitos como a hemostasia, a coagulação, a vaporização e o corte (PINHEIRO; BRUGNERA, ZANIN, 2010). Assim sendo, alguns estudos iniciais propuseram a irradiação com laser sobre a dentina substituindo o condicionamento ácido, posto que atribuía características como ausência de *smear layer* e túbulos dentinários abertos (VISURI *et al.*, 1996; DOSTALOVA *et al.*, 1998). Diversos outros estudos (MARTINEZ-INSUA *et al.*, 2000; CEBALLOS *et al.*, 2001; DE MUNCK *et al.*, 2002; CORONA *et al.*, 2003; OLIVEIRA *et al.*, 2005; SOUZA-ZARONI *et al.*, 2008; JABERI ANSARI *et al.*, 2012; YAMAN *et al.*, 2012; RAMOS *et al.*, 2014) avaliaram a adesão obtida pelos sistemas adesivos aplicados sobre a dentina “condicionada” com laser através de testes de resistência de união e de

infiltração marginal e, observaram que esmalte e dentina preparados com laser apresentavam extensas fendas superficiais e, que não houve uma melhora na interação dos sistemas adesivos com a dentina quando esta foi “condicionada” com laser. Esses resultados mostraram que o laser irradiado diretamente sobre a dentina não promovia um substrato oportuno aos procedimentos adesivos.

Em contrapartida, Gonçalves, De Araújo e Demião (1999), utilizando um laser de Nd:YFL (*Neodymium:Yttrium Lithium Fluoride*) no comprimento de onda de 1047 nm, propuseram uma variação da técnica utilizada anteriormente. Os autores irradiaram a camada de adesivo (Adper™ Scotchbond Multi-Purpose Plus, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) aplicado sobre a dentina previamente condicionada com ácido fosfórico a 37%, porém, antes de sua fotopolimerização. Os resultados demonstraram um aumento significativo da resistência de união à dentina através do teste de cisalhamento. Os autores observaram que esta técnica proporcionou a fusão e a recristalização da hidroxiapatita dentinária em presença de monômeros resinosos desenvolvendo um substrato mais resistente e com maior afinidade química ao processo de adesão. Outros estudos apresentaram resultados altamente favoráveis em relação ao aumento da resistência de união à dentina (FRANKE *et al.*, 2006; GHIGGI *et al.*, 2010; MARIMOTO *et al.*, 2013), quando esta, impregnada pelo sistema adesivo, previamente à fotopolimerização dos mesmos, foi irradiada com laser de Nd:YAG (1064 nm), que possui comprimento de onda próximo do Nd:YLF (1047 nm) (MATOS *et al.*, 1999, 2000; ODA *et al.*, 2001; MALTA *et al.*, 2008; CASTRO *et al.*, 2012; RIBEIRO *et al.*, 2013).

Mesmo com a obtenção de resultados promissores, a utilização destes tipos de lasers pode ser restrita devido às suas grandes proporções. O laser de Nd:YAG possui proporções bem menores que o laser de Nd:YLF com possibilidade de ser utilizado na clínica, porém, ainda prosseguem robustos e com valor muito alto. Outra opção encontrada é o laser de Diodo que além de apresentar valor e tamanho reduzidos, também possibilita a seleção de vários comprimentos de onda, sendo um deles de 970 nm próximo ao do laser de Nd:YAG (1064 nm) (Gutknecht, 2004). Assim, é plausível que a interação do laser de Diodo com os sistemas adesivos apresente resultados satisfatórios, como os demonstrados no estudo de Maenosono *et al.* (2015) que avaliaram o efeito da irradiação com laser de Diodo sobre sistemas adesivos aplicados sobre a dentina, antes da fotopolimerização e, observaram um aumento significativo da resistência de união em sistemas adesivos simplificados convencionais de dois passos.

Apesar da interação da luz laser com os diferentes sistemas adesivos indicar um aumento na resistência de união à dentina, a falta de informações na literatura sobre a diversidade da variação da potência e da energia por pulso nos aparelhos de laser, em conjunto com a inexistência de padronização desses parâmetros entre os diferentes trabalhos, não permite a obtenção de resultados reprodutíveis e confiáveis. Por isso, deve haver uma preocupação com relação à determinação de parâmetros efetivos para a obtenção de resultados satisfatórios sem efeitos deletérios sobre o tecido pulpar, fraturas ou carbonização, visto que o laser está associado a grandes variações na temperatura (LIU *et al.*, 1997; BACHMANN *et al.*, 2005; RIZZANTE *et al.*, 2015).

O objetivo deste estudo foi, então, investigar o efeito da variação da Potência e da Energia por pulso na resistência de união à dentina de sistema adesivo convencional irradiado com laser de Diodo previamente à sua fotoativação.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Uma vez observado que este trabalho envolve duas áreas das ciências de natureza distintas: a Odontologia e a Física, torna-se conveniente à descrição de alguns conceitos básicos para seu melhor entendimento. Para uma melhor compreensão da problematização desta dissertação, a revisão de literatura foi estruturada e dividida em três partes, a saber:

2.1 A tecnologia laser

2.2 Parâmetros utilizados na tecnologia laser

2.3 A tecnologia laser e à adesão aos tecidos dentais

2.1 A TECNOLOGIA LASER

No início da década de 1960 foi anunciada mais uma das numerosas contribuições da física quântica para a tecnologia: o laser. A luz do laser, como a luz de uma lâmpada comum, é emitida quando os átomos de um elemento sofrem uma transição para um estado quântico de menor energia. No laser, porém, ao contrário do que acontece em outras fontes luminosas, os átomos agem em conjunto para produzir uma luz com características singulares.

A luz de uma lâmpada comum, tal como a produzida por uma luminária de mesa, é geralmente de cor branca e quente. A cor branca observada pelo olho humano é a soma das várias cores do espectro visível: vermelho, amarelo, verde, azul e violeta. Essa luz é geralmente difusa e não focada. Já a luz do laser difere da luz comum por ser monocromática, pois gera um feixe de luz de uma única cor, que é invisível quando seu comprimento de onda se localiza fora da faixa visível do espectro.

Outra característica singular da luz do laser é que cada onda de luz é coerente ou idêntica em tamanho e forma. Isso significa que a amplitude e a frequência de todas as ondas são idênticas. E por fim, os feixes laser emitidos a partir de alguns aparelhos são colimados (altamente direcional, ou seja, todas as ondas são paralelas entre si) ao longo de uma grande distância, porém feixes produzidos a partir de fibras ópticas (por exemplo, em lasers de Nd:YAG e Diodo) geralmente são divergentes na ponta, mas todos podem ser precisamente

focados e, nesse caso, esses feixes podem ser utilizados para se alcançar o objetivo do tratamento (EINSTEIN, 1916; COLUZZI *et al.*, 1998; PARKER, 2007).

A luz laser é a amplificação da luz através de emissão estimulada de radiação. Para entendermos melhor o mecanismo de amplificação da luz se faz necessário entendermos os conceitos de emissão espontânea e emissão estimulada, desenvolvidos pelo físico Albert Einstein (1916) (TIPLER ; MOSCA, 2009).

A emissão espontânea é um fenômeno resultante da liberação de energia na forma de radiação (fóton), de um átomo ou molécula excitado (estado metaestável) que regride espontaneamente para seu estado de menor energia (estado fundamental). A diferença de energia do estado metaestável e do estado fundamental de cada átomo ou molécula determina o comprimento de onda do fóton emitido.

O processo pelo qual os feixes laser são produzidos no interior da cavidade do laser é denominado de emissão estimulada. Este fenômeno ocorre quando um fóton colide (fóton colidente) com um átomo ou molécula que se encontra inicialmente em um estado de maior energia (E_2) (estado metaestável). Se o fóton colidente apresentar uma energia correspondente à diferença de energia do estado metaestável (E_2) e do estado fundamental (E_1), este fóton é capaz de estimular o átomo ou molécula metaestável a emitir fótons na mesma direção e com a mesma energia que ele. Esses fótons emitidos, por sua vez, podem estimular a emissão de fótons adicionais que resultam em uma expansão da energia luminosa (amplificação) produzindo um feixe coerente e de comprimento de onda definido (feixe laser). Portanto, para que um dispositivo funcione como um laser é preciso que existam mais átomos ou moléculas no estado metaestável (E_2) (maior energia) que no estado fundamental (E_1) (menor energia), ou seja, que o número de átomos ou moléculas em um nível mais alto de energia seja maior que o número de átomos ou moléculas em um nível mais baixo de energia (TIPLER; MOSCA, 2009; TIPLER; LLEWELLYN, 2014).

A utilização de lasers faz parte do nosso cotidiano com grande frequência e, sua presença já é notada em várias atividades do nosso dia-a-dia. Sua importância cresce à medida que novos avanços são obtidos no domínio da tecnologia de sua construção e do conhecimento da interação da irradiação com a matéria. Logo depois de serem inventados (década de 1960), os lasers começaram a ser usados como fontes luminosas em laboratórios de pesquisa. Entre as muitas aplicações dos lasers estão: transmissão de sinais de áudio e

vídeo, transmissão de dados, leitura de códigos de barras, a fabricação e leitura de CDs e DVDs, corte de tecidos na indústria de roupas e vários tipos de cirurgia a laser (HALLIDAY; RESNICK, WALKER, 2009).

Theodore Maiman (1960) desenvolveu o primeiro laser de Rubi que abriu caminhos para a humanidade em diversas áreas, inclusive na Odontologia (GOLDMAN *et al.*, 1964; STERN; SOGNAES, 1965; ADRIAN; BERNIER, SPRAGUE, 1971). O laser de Rubi consiste num cristal de rubi envolto por um tubo helicoidal que emite radiação num espectro amplo. Esta radiação é que fornece energia para os átomos ou moléculas que se encontram no estado metaestável, além de darem início ao processo de emissão estimulada com amplificação da luz resultando na propagação de um feixe de luz coerente, monocromático e com comprimento de onda definido.

Posteriormente, surgiram outros tipos de lasers variando-se seu meio ativo que pode ser líquido, sólido ou gasoso, determinando assim, diferentes comprimentos de onda capazes de promover resultados distintos sobre os tecidos irradiados. Por isso, seus efeitos sobre os tecidos duros dentais têm sido amplamente pesquisados (HIBST & KELLER, 1989; ARIYARATNAM *et al.*, 1999; GONÇALVES *et al.*, 1999; MATOS *et al.*, 2000; MARTÍNEZ-INSUA *et al.*, 2000; ODA *et al.*, 2001; CEBALLOS *et al.*, 2001; SAZAK *et al.*, 2001; FRANKE *et al.*, 2006; TACHIBANA *et al.*, 2008; GHIGGI *et al.*, 2010; YAMAN *et al.*, 2012; MAENOSONO *et al.*, 2015).

A aplicação do laser tem se destacado na realização de alguns procedimentos odontológicos, tais como: prevenção de cárie dental (HUANG *et al.*, 2001; CORREA-AFONSO *et al.*, 2012), preparo cavitário (AMARAL *et al.*, 2008; SOUZA-ZARONI *et al.*, 2008), remoção de tecido cariado (TACHIBANA *et al.*, 2008), condicionamento de esmalte e dentina (ODA *et al.*, 2001), diminuição da hipersensibilidade dentinária (KIMURA *et al.*, 2000; RIZZANTE *et al.*, 2015), desinfecção intracanal (KIMURA; WILDER-SMITH, MATSUMOTO, 2000) e na aplicação sobre sistemas adesivos com o intuito de melhorar a adesão (GONÇALVES *et al.*, 1999; FRANKE *et al.*, 2006; MAENOSONO *et al.*, 2015).

Uma tecnologia que vem se destacando no momento atual é a do laser de Diodo por ser de fácil acesso e de simples montagem. É este tipo de laser que está presente na base de transmissão de dados nas fibras ópticas, leitura de CDs e DVDs, apontadores lasers, scanners, impressoras a laser e, mais recentemente, a leitura Blu-Ray. A principal diferença entre o laser

de Diodo e os outros tipos de lasers (laser de Rubi; He-Ne; CO₂; Nd:YAG; Er:YAG; Nd:YLF; Ho:YAG) reside na origem da fonte de energia (corrente elétrica, radiação) e no meio ativo (sólido ou gasoso) (TIPLER; MOSCA, 2009; TIPLER; LLEWELLYN, 2014).

No laser de Diodo as moléculas não são estimuladas por radiação como nos lasers do estado sólido (laser de Rubi; Nd:YAG; Er:YAG; Nd:YLF; Ho:YAG) e gasoso (CO₂ e He-Ne), mas são estimuladas através de um semicondutor que utiliza diretamente a energia elétrica para estimular as moléculas. O semicondutor é um chip formado por uma camada de material condutor de carga elétrica positiva (camada *p*) separada de outra camada de material condutor de carga elétrica negativa (camada *n*) por uma camada não condutora, por isso um material de custo mais acessível e de proporções menores, o que resulta em aparelhos de laser de Diodo com valor reduzido e altamente portáteis (HALLIDAY; RESNICK, WALKER, 2009; TIPLER; MOSCA, 2009; TIPLER; LLEWELLYN, 2014).

Quando uma corrente elétrica de voltagem negativa é aplicada à camada *n* e uma corrente elétrica de voltagem positiva é aplicada à camada *p* ocorre uma troca de cargas negativas e positivas na camada não condutora, o que faz com que haja uma combinação de elétrons em excesso de um lado e, desta combinação são geradas certas quantidades de energia que, quando amplificadas pelas extremidades do Diodo são ejetadas na forma de radiação laser. Além disso, quando se altera o meio ativo das junções p-n do próprio semicondutor é possível variar o comprimento de onda (λ 620 a λ 2.500 nm) destes aparelhos, isto justifica porque os lasers de Diodo são os mais utilizados no nosso cotidiano (HALLIDAY; RESNICK, WALKER, 2009; TIPLER; MOSCA, 2009; PINHEIRO; BRUGNERA, ZANIN, 2010; TIPLER; LLEWELLYN, 2014).

O conhecimento do comprimento de onda do laser é primordial para elucidar os efeitos da irradiação nos tecidos, visto que para cada comprimento de onda, cada tecido ou substância pode ter maior ou menor absorção da luz e, isso indica a quantidade de interação que o tecido ou a substância apresentará com a luz do laser, porém, esse não é o único parâmetro que deve ser observado. Neste sentido, aplicações médico-odontológicas utilizando lasers de alta intensidade são desenvolvidas continuamente para melhorar a qualidade de vida da sociedade e, a viabilidade dessas aplicações se deve ao grande número de trabalhos de pesquisa que avaliam diversos fatores antes de transportar esses procedimentos para a prática clínica.

2.2 PARÂMETROS UTILIZADOS NA TECNOLOGIA LASER

O conhecimento de alguns parâmetros é de fundamental importância para a utilização de qualquer tipo de laser, sendo imprescindíveis para determinarmos uma padronização de irradiação sem causar danos aos tecidos que receberão este tipo de tratamento alcançando assim, o sucesso clínico almejado. Parâmetros como o comprimento de onda não são configuráveis nos aparelhos de laser, pois cada tipo de laser apresenta seu comprimento de onda. Os parâmetros listados a seguir devem ser conhecidos para a utilização do laser:

Energia por pulso (Ep): é o parâmetro base da irradiação laser e se refere à quantidade de energia, em Joules (J), existente em um pulso.

Frequência (F): frequência ou número de emissões de pulsos por segundo. Determina a quantidade de pulsos emitidos em um segundo. É quantificada em hertz (Hz) e equivale a s^{-1} .

Energia Total (Et): é a quantidade total de energia irradiada. Pode ser calculada através da multiplicação da energia por pulso, pela frequência e pelo tempo total (t) de irradiação. ($Et = Ep \times F \times t$)

Potência (P): é a quantidade de energia irradiada num determinado tempo e, é expressa em Joules por segundo (J/s). Assim, a potência do aparelho laser é medida em *Watts* (J/s). Este é um dos parâmetros a serem configurados nos aparelhos de laser, mas para se obter uma padronização, o fornecimento de outros parâmetros se faz necessário, uma vez que é possível causar efeitos muito diferentes numa mesma potência. Seu cálculo é baseado na quantidade de energia total utilizada dividido pelo tempo total de irradiação ($P = Et / t$) ou pela multiplicação da energia por pulso pela frequência ($P = Ep \times f$).

Densidade de potência (DP): é a relação entre a quantidade de energia fornecida, num determinado tempo dividido pela área da secção transversal do feixe de luz. É expressa em W/cm^2 ($DP = P / a$). Este parâmetro é importante para a padronização dos experimentos, pois, caracteriza a penetração da irradiação laser no tecido num determinado tempo dependendo da área da secção transversal do feixe de luz.

Área da secção transversal do feixe de luz (a): para se obter esse valor é necessário conhecer a espessura da fibra óptica. Essa medida é fundamental na determinação da densidade de potência.

Densidade de energia (DE): é definida pela razão entre a quantidade de energia existente em um pulso (J) e a área da secção transversal do feixe de luz. É expressa em J/cm² (DE = Ep / a).

Pela diversidade de resultados e métodos, somado a ausência de padronização dos parâmetros utilizados nos diferentes estudos, a influência de importantes parâmetros como a Potência (P) e a Energia por pulso (Ep) na irradiação de sistemas adesivos com laser ainda não pode ser estabelecida. Assim, o objetivo desta pesquisa foi avaliar quais os valores mais efetivos de Potência e de Energia por pulso na resistência de união à dentina de sistema adesivo convencional de dois passos irradiado com laser de Diodo.

2.3 A TECNOLOGIA LASER E À ADESÃO AOS TECIDOS DENTAIS

Desde 1955, quando Buonocore preconizou a técnica do condicionamento ácido do esmalte, o assunto adesão tem sido amplamente pesquisado. Esta técnica é bastante conhecida e utilizada, pois permite que a adesão das restaurações de resina composta ao esmalte seja forte e relativamente estável, diferentemente do que ocorre com a dentina.

Enquanto o esmalte apresenta uma estrutura prismática, a dentina exibe uma estrutura tubular (PASHLEY, 1989; VAN MEERBEEK *et al.*, 1992). A composição química desses tecidos também apresenta variações influenciando diretamente na qualidade da adesão. A dentina apresenta um menor conteúdo mineral com relação ao esmalte e uma maior porcentagem de material orgânico, constituído principalmente por fibras colágenas e água (PASHLEY, 1989).

Além das características morfológicas desfavoráveis, outros fatores relacionados ao substrato dentinário podem interferir direta ou indiretamente na adesão, tais como: presença e espessura da *smear layer* (GWINNETT; KANCA, 1992; HEYMANN; BAYNE, 1993; PRATI *et al.*, 1995; TAY *et al.*, 2000; TAY; PASHLEY, *et al.*, 2002; PRATI *et al.*, 2005; EL-ASKARY *et al.*, 2008; INOUE *et al.*, 2009); profundidade da cavidade (VAN MEERBEEK *et*

al., 1992; PASHLEY *et al.*, 1995; YOSHIKAWA *et al.*, 1999; MILIA *et al.*, 2012); presença de dentina esclerótica (HARNIRATTISAI *et al.*, 1992; MINE *et al.*, 2014; OSORIO *et al.*, 2014; ANCHIETA *et al.*, 2015; PINNA *et al.*, 2015); configuração cavitária (YOSHIYAMA *et al.*, 1995; CARVALHO *et al.*, 1996; LOPES *et al.*, 2006; MARQUES *et al.*, 2009); presença de dentina afetada por cárie (NAKAJIMA *et al.*, 1995; YOSHIYAMA *et al.*, 2002, 2003, 2004; ITO *et al.*, 2005; NISHITANI *et al.*, 2005); idade do paciente (STANLEY *et al.*, 1983; CRIM, 1989; MORSE *et al.*, 1991; MANDOJANA *et al.*, 2001; ALWAS-DANOWSKA; DANOWSKA, 2003; AROLA; REPROGEL, 2005; ELDARRAT *et al.*, 2010; FARIAS *et al.*, 2015; MONTOYA *et al.*, 2015) e umidade dentinária (TAY; GWINNETT, WEI, 1996, 1997, 1998; VAN MEERBEEK *et al.*, 1998; PEREIRA *et al.*, 1999; SHABZENEDAR *et al.*, 2011; PONGPRUEKSA *et al.*, 2014).

De maneira geral, o mecanismo de adesão dos compostos resinosos à dentina é baseado no tratamento deste tecido com substâncias ácidas e posterior impregnação com monômeros resinosos contendo grupos hidrofílicos formando a camada híbrida (NAKABAYASHI; KOJIMA, MASUHARA, 1982). Reconhece-se que quanto melhor infiltrada pelos monômeros resinosos for esta zona desmineralizada, mais homogênea será a hibridização e mais forte e durável será a adesão. Assim, a adesão à dentina depende tanto do tratamento realizado sobre ela (técnicas de preparo da cavidade, de condicionamento ácido e da aplicação do sistema adesivo) como da capacidade que os sistemas adesivos possuem em se infiltrar na zona desmineralizada (ASMUSSEN; UNO, 1992; UNO; ASMUSSEN, 1992; GWINNETT; KANCA, 1992; FINGER *et al.*, 1994; CARVALHO *et al.*, 1996; PASHLEY; CARVALHO, 1997; NAKABAYASHI; SAIMI, 1996 ; FERRARI; DAVIDSON, 1996; TANUMIHARJA *et al.*, 2000; MIYAZAKI *et al.*, 2003; XIE *et al.*, 2003; JACQUES; HEBLING, 2005; SATO; MIYAZAKI, 2005; MAIOR *et al.*, 2007; WANG *et al.*, 2007; ZOU *et al.*, 2010; PASHLEY *et al.*, 2011; DE ALMEIDA *et al.*, 2015).

Apesar da significativa melhora na resistência de união com a hibridização, as restaurações ainda apresentam falhas, quer sejam imediatas (sensibilidade pós-operatória) ou ao longo do tempo (microinfiltração ou infiltração marginal), visto que, o condicionamento ácido na dentina expõe os túbulos dentinários aumentando a permeabilidade com consequente infiltração bacteriana ou passagem de fluídos e estímulos (PASHLEY *et al.*, 2011).

Além disso, evidências de degradação hidrolítica (SPENCER *et al.*, 2010; PASHLEY *et al.*, 2011) e enzimática (PASHLEY *et al.*, 2004; HEBLING *et al.*, 2005; CARRILHO *et al.*,

2007; BRESCHI *et al.*, 2008; TJADERHANE *et al.*, 2013) sugerem menor estabilidade da união entre sistema adesivo e dentina, que podem explicar os menores índices de sucesso obtidos em ensaios clínicos (MJOR; MOORHEAD, *et al.*, 2000; MURRAY *et al.*, 2002; SONCINI *et al.*, 2007; SIMECEK *et al.*, 2009; SPENCER *et al.*, 2010).

A busca incessante por uma adesão mais eficiente à dentina, associada ao conhecimento morfológico deste substrato e, a tentativa de aumentar a longevidade das restaurações, conduziu os pesquisadores a investigarem a resistência de união ao substrato dentinário quando este foi submetido à irradiação com alguns tipos de laser. (HIBST; KELLER, 1989; KELLER; HIBST, 1989; GONÇALVES *et al.*, 1999; MARTÍNEZ-INSUA *et al.*, 2000; ODA *et al.*, 2001; FRANKE *et al.*, 2006; TACHIBANA *et al.*, 2008; GHIGGI *et al.*, 2010; YAMAN *et al.*, 2012; MAENOSONO *et al.*, 2015).

Vários tipos de laser podem ser utilizados no tratamento das estruturas dentárias duras, como os lasers de Er:YAG, CO₂, Diodo, Ho:YAG, Nd:YFL e Nd:YAG. As modificações qualitativas ocorridas no tecido alvo vão depender do comprimento de onda da luz empregada e, as mudanças quantitativas serão determinadas pelas propriedades ópticas deste tecido e pelos parâmetros de energia utilizados. Essas modificações influenciam diretamente no processo de adesão (STERN; SOGNAES, 1964; SOGNAES; STERN, 1965; KELLER *et al.*, 1988; HIBST; KELLER, 1989; KELLER; HIBST, 1989; DEDERICH, 1993; GONÇALVES *et al.*, 1999; ODA *et al.*, 2001; DELFINO *et al.*, 2006; ERGUCU *et al.*, 2009; BARABA *et al.*, 2013; MAENOSONO *et al.*, 2015).

Ceballos *et al.* (2001) compararam a infiltração marginal em restaurações de resina composta em cavidades classe V de dentes que foram condicionados com ácido fosfórico a 35% (controle) com dentes condicionados através da irradiação com laser de Er:YAG. Os autores observaram uma maior infiltração marginal na margem oclusal dos espécimes irradiados com laser de Er:YAG. Na margem gengival localizada na junção amelocementária, tanto a irradiação com laser quanto o condicionamento ácido determinaram grande quantidade de infiltração marginal, no entanto, não encontraram diferenças entre os tratamentos. Os autores não consideraram a irradiação com laser de Er:YAG uma alternativa válida para substituir o condicionamento ácido da dentina para restaurações de resina composta. Outras pesquisas que avaliaram a infiltração marginal após o condicionamento com o laser de Er:YAG corroboraram com os resultados de Ceballos. Independente dos parâmetros utilizados, em nenhum destes estudos foi observada menor infiltração marginal que o grupo

controle (CORONA *et al.*, 2003; RIVEIRO *et al.*, 2005; ESTEVES-OLIVEIRA *et al.*, 2008; MOLDES *et al.*, 2009; YAMAN *et al.*, 2012).

Oda *et al.* (2001) analisaram por microscopia eletrônica de varredura (MEV) a interface adesiva de restaurações de resina composta classe V em dentes bovinos. A dentina foi irradiada com laser de Er:YAG (frequência de 1,5 Hz, 40 mJ de energia por pulso, com uma fibra de 320 µm de diâmetro, desfocado a 1 mm de distância) e com o laser de Nd:YAG (frequência de 2,0 Hz, 80 mJ de energia por pulso, focado) em substituição do condicionamento ácido ou associado ao mesmo. Baseados nas observações microscópicas, os autores concluíram que somente no tratamento da superfície da dentina com laser de Er:YAG e condicionamento ácido é que houve penetração da resina composta na dentina. Nos tratamentos exclusivamente com laser de Nd:YAG houve uma superposição da resina composta na superfície dentinária, sugerindo que houve oclusão dos túbulos dentinários com características de fusão na dentina superficial. Outros estudos que avaliaram a morfologia da união entre adesivo/resina em dentina com laser de Er:YAG corroboraram com os achados de Oda (FERREIRA *et al.*, 2009; GHIGGI *et al.*, 2010).

Delfino *et al.* (2006) avaliaram, por meio do teste de microtração, a resistência adesiva em cavidades preparadas com laser de Er:YAG utilizando 300 mJ e 250 mJ de energia por pulso, ambas com uma frequência de 4 Hz, distância focal de 12 mm em um tempo de 45 segundos associado a dois sistemas adesivos autocondicionantes One Step Plus (Bisco Inc. Schaumburg IL, USA) e Tyrian SPE/One Step (Bisco Inc. Schaumburg IL, USA). Neste estudo, os autores encontraram menores valores de resistência adesiva para o esmalte irradiado em comparação com o esmalte preparado com a turbina de alta rotação (controle) e o aumento da energia por pulso promoveu melhor resistência adesiva em esmalte ao grupo restaurado com sistemas adesivos convencionais. Segundo os autores, cavidades preparadas com laser de Er:YAG são menos receptivas para adesão do que cavidades preparadas com brocas.

Manhaes *et al.* (2005), Oliveira *et al.* (2005), Lee *et al.* (2007), Amaral *et al.* (2008), Malta *et al.* (2008), Souza-Zaroni *et al.* (2008), Tachibana *et al.* (2008), Ergucu *et al.* (2009), Leonetti *et al.* (2011), Flury *et al.* (2012) também avaliaram a resistência de união da dentina irradiada com laser de Er:YAG, através do teste de microtração. Alguns autores observaram valores de resistência adesiva similares entre as superfícies tratadas com laser ao tratamento convencional, especialmente quando o preparo cavitário foi realizado com laser e o

condicionamento para preparação da dentina foi realizado com ácido. Contudo, nenhum dos autores observaram um aumento da resistência de união da dentina que justificasse o uso do laser de Er:YAG com o intuito de aumentar ou melhorar a qualidade da adesão entre resina composta e dentina.

O mesmo laser foi utilizado por outros pesquisadores no condicionamento do esmalte ou da dentina baseando-se também em testes de resistência de união utilizando não somente o teste de microtração (NEVES *et al.*, 2011), mas também os testes de tração (MARTÍNEZ-INSUA *et al.*, 2000), cisalhamento (DUNN *et al.*, 2005; TORRES *et al.*, 2009; DAVARI *et al.*, 2013) e microcisalhamento (BERTRAND *et al.*, 2006; JABERI ANSARI *et al.*, 2012). Apesar da diferença dos tipos de testes de resistência de união, os resultados encontrados foram semelhantes aos descritos anteriormente, ou seja, o condicionamento do esmalte ou da dentina com laser de Er:YAG não influenciou positivamente na resistência de união. Além disso, Torres *et al.* (2009), Koliniotou-Koumpia *et al.* (2012), De Oliveira *et al.* (2013) encontraram valores menores de resistência adesiva em cavidades preparadas e condicionadas com laser de Er:YAG.

Gonçalves *et al.* (1999) propuseram um método diferente para a utilização do laser. Os autores investigaram os efeitos da irradiação do laser de Nd:YLF (1047 nm) utilizando uma frequência de 0,3 Hz, 250 mJ de energia por pulso e diâmetro do feixe de 5 mm sobre a resistência ao cisalhamento do sistema adesivo Scotchbond Multi-Purpose Plus (3M ESPE, St Paul, EUA). Em relação ao pré-tratamento da dentina, a irradiação do laser de Nd:YLF foi realizada em dois grupos: antes do condicionamento ácido e, após a aplicação do sistema adesivo, mas antes de sua fotopolimerização. Os autores foram os primeiros a sugerirem a irradiação do laser sobre o sistema adesivo antes de sua fotopolimerização. Os resultados demonstraram um aumento significativo da resistência de união sugerindo que o tratamento da dentina com laser sobre o sistema adesivo não polimerizado é promissor e eficaz na obtenção de maior resistência de adesiva.

Matos *et al.* (2000) avaliaram a resistência adesiva do substrato dentinário irradiado com laser de Nd:YAG após a aplicação do sistema adesivo autocondicionante de dois passos (Clearfil™ Liner Bond, Kuraray, Japão), mas também antes de sua fotopolimerização, através do teste de tração. Foi utilizada uma potência de 0,6W com uma frequência de 15 Hz, com 40 mJ de energia por pulso, e uma fibra óptica de 320 µm de diâmetro. A irradiação foi realizada a 1 mm de distância do espécime durante 30 segundos. Os autores obtiveram, com

este estudo, resultados favoráveis ao teste de resistência de união e, concluíram que o melhor momento para realizar a irradiação com laser é depois da aplicação do sistema adesivo.

Franke *et al.* (2006) avaliaram a irradiação do laser de Nd:YAG após a aplicação do sistema adesivo convencional de dois passos (AdperTM Single Bond 2, 3M ESPE, St Paul, EUA) e, antes de sua fotopolimerização, através do teste de microtração. Os autores analisaram ainda o efeito da variação da energia por pulso aplicada sobre a área irradiada e, observaram que valores menores de energia por pulso (0,05 J) foram capazes de aumentar a resistência de união da dentina, enquanto que, valores maiores (0,1 J a 0,5 J) não promoveram alterações significativas nos valores de resistência de união. Por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) os autores puderam observar uma melhor penetração do sistema adesivo na dentina quando o laser foi utilizado.

Marimoto *et al.* (2013) avaliaram a resistência de união de dois sistemas adesivos: um sistema adesivo convencional de 2 passos AdperTM Single Bond 2 (3M ESPE, EUA) e um autocondicionante de passo único Xeno III (Dentsply De Trey GmbH D, Germany) irradiados com laser de Nd:YAG após a sua aplicação, mas antes de sua fotopolimerização. Os autores observaram, através do teste de cisalhamento, que ambos os adesivos aumentaram significativamente a resistência de união à dentina frente a esta estratégia de irradiação, sendo que o sistema adesivo autocondicionante de passo único apresentou maior resistência ao cisalhamento em comparação com o sistema adesivo convencional de 2 passos.

Recentemente, Maenosono *et al.* (2015) investigaram o efeito da irradiação do laser de Diodo (970 nm) após a aplicação de diferentes sistemas adesivos (AdperTM Scotchbond Multi-Purpose Plus, AdperTM Single Bond 2, ClearfilTM SE Bond e AdperTM EasyOne) na resistência adesiva imediata, através do teste de microtração. Neste estudo, os autores utilizaram uma potência de 0,8 W, frequência de 10 Hz, 80 mJ de energia por pulso em um tempo de 30 segundos. Os resultados mostraram que o laser de Diodo melhorou a resistência adesiva dos sistemas adesivos simplificados: AdperTM Single Bond 2 e AdperTM EasyOne. Os autores concluíram que a utilização do laser de Diodo antes da fotoativação do sistema adesivo é uma técnica promissora na obtenção de uma melhor adesão de sistemas adesivos simplificados utilizados sobre o tecido dentinário.

Com base nesses estudos, podemos observar uma grande variabilidade nos resultados de resistência de união à dentina quando se refere aos efeitos que os diferentes parâmetros do

laser podem provocar nos tecidos. Diante disto, percebemos a falta de padronização desses parâmetros e a inexistência de evidências na literatura comparando o efeito da variação dos parâmetros de irradiação com laser sobre os sistemas adesivos.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propôs avaliar a influência da variação da Potência (P) e da Energia por pulso (Ep) na resistência de união à dentina de um sistema adesivo convencional de dois passos (Adper™ SingleBond 2, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) irradiado com laser de Diodo (SiroLaser - Sirona Dental Systems - Bensheim, Alemanha), previamente à sua fotoativação.

Foram testadas as seguintes hipóteses nulas:

1. O laser não influencia nos valores de resistência de união do sistema adesivo nos grupos irradiados X grupo controle.
 2. A variação da Energia por pulso não influencia os valores de resistência de união do sistema adesivo nos testes de microtração.
 3. A variação da Potência não influencia os valores de resistência de união do sistema adesivo nos testes de microtração.
-
-

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O presente estudo *in vitro* apresentou dois fatores de variação: Potência (P) e Energia por pulso (Ep), ambos em três níveis (P1, P2 e P3; Ep1, Ep2 e Ep3). A variável de resposta quantitativa foi a resistência de união à dentina em megapascal (MPa) por meio de teste de microtração.

A amostra do experimento foi representada por 200 espécimes divididos aleatoriamente em 9 grupos irradiados com laser de Diodo (n = 20) e 1 grupo controle sem irradiação (n = 20). Os grupos irradiados com laser de Diodo (SiroLaser - Sirona Dental Systems - Bensheim, Alemanha) (Figura 1) foram obtidos pela combinação de três valores de Potência (P) e três valores de Energia por pulso (Ep). Em todos os grupos foi utilizado um sistema adesivo convencional de dois passos (Adper™ Single Bond 2, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA).

Figura 1: Laser de Diodo

4.2 OBTENÇÃO DOS VALORES DE POTÊNCIA E ENERGIA POR PULSO

Uma vez que o aparelho laser nos permite configurar alguns parâmetros como Potência (P) e frequência (f) e, de acordo com a fórmula $P = E_p \times f$ determinamos, assim, os valores de Potência (P) e Energia por pulso (E_p) utilizando-se como referência uma Potência de 0,8 W, Energia por pulso de 0,08 J e uma frequência de 10 Hz. Quando configurados os parâmetros de Potência e frequência no aparelho laser, este automaticamente nos fornece os valores de Energia por pulso (Quadro 1).

Quadro 1: Parâmetros configurados no aparelho laser: Potência (P) e frequência (f).

E_p (J) \ P (W)	0,05 J	0,08 J	0,1 J
0,5 W	10 Hz	6 Hz	5 Hz
0,8 W	16 Hz	10 Hz	8 Hz
1 W	20 Hz	12 Hz	10 Hz

Baseando-se nos valores encontrados no quadro 1 e, de acordo com as fórmula $P = E_p \times f$ os grupos experimentais foram obtidos pela combinação dos três valores de Potência (P) e três valores de Energia por pulso (E_p) resultando nos 9 grupos irradiados ($n = 20$) (Quadro 2).

Quadro 2: Divisão dos grupos de acordo com os fatores de variação P e E_p .

E_p (J) \ P (W)	0,05 J	0,08 J	0,1 J
0,5 W	1 – 0,5 W/0,05 J	2 – 0,5 W/ 0,08 J	3 – 0,5 W/ 0,1 J
0,8 W	4 – 0,8 W/ 0,05 J	5 – 0,8 W/ 0,08 J	6 – 0,8 W/ 0,1 J
1,0 W	7 – 1 W/ 0,05 J	8 – 1 W/ 0,08J	9 – 1 W/ 0,1 J

4.3 CÁLCULO DA AMOSTRA

O cálculo do tamanho amostral foi realizado com base nos resultados de Maenosono *et al.* (2015), uma vez que os autores utilizaram o mesmo sistema adesivo, o mesmo aparelho de laser e o mesmo método de análise da resistência de união (Tabela 1). Para esse cálculo foram considerados alguns valores que não variam, como: o nível de significância ou o erro Alpha de 5% ($p \leq 0,05$) e a força desejada ou o erro Beta de no máximo 20%, ou seja, essa força é de 80%, que é a força mínima aceitável. Assim, devemos esperar uma probabilidade de 0,2 na falha em detectar um efeito verdadeiro e um poder de teste de 0,8 de probabilidade de detectar se esse efeito realmente existe, ou seja, se de fato houver alguma diferença estatística nos grupos, haverá uma probabilidade de 80% de detectá-la. Considerando que foram 10 grupos estudados e utilizando o desvio padrão do trabalho de Maenosono *et al.* (2015) para o sistema adesivo Adper™ Single Bond 2 (SB) que foi de **8,98**, sugeriu-se para o presente trabalho um n de 16 (Figura 2).

O presente estudo utilizou um n maior que o sugerido ($n = 20$) para que, caso a variabilidade (desvio padrão) no final deste trabalho fosse maior do que o estimado com base no trabalho de Maenosono *et al.* (2015), o n, então, não seria insuficiente.

Quadro3: Média $\pm$ desvio padrão dos valores de resistência de união (MPa) de Maenosono *et al.*, 2015

MP	SB	CSE	EO
37,96 $\pm$ 9,27	38,59 $\pm$ 8,98	40,83 $\pm$ 12,39	24,77 $\pm$ 8,17

Figura 2: Imagem do software STATISTICA (ANOVA Sample Size)

4.4 OBTENÇÃO DOS DENTES HUMANOS

Para este estudo foram utilizados 200 dentes terceiros molares extraídos por indicação odontológica. Os dentes foram obtidos por doações de cirurgiões-dentistas que atendem em consultórios particulares e na Clínica de Cirurgia e Urgência Odontológica da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, mediante assinatura do termo de Doação de Dentes, segundo a resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde (Ministério da Saúde, DF) (Anexo) e, aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da FOB-USP dia 30/10/2013, conforme protocolo 1626434.

Imediatamente após a extração, os dentes foram limpos com curetas (Duflex 55G, SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro/RJ – Brasil) para remoção de restos de tecidos periodontais. Os dentes foram examinados com lupa estereoscópica com aumento de 10 x, com a finalidade de detectar possíveis trincas, lesões de cárie ou alterações estruturais que pudessem comprometer o experimento e, posteriormente, foram armazenados em solução contendo timol a 0,1% renovada semanalmente, onde ficaram imersos durante todo o período até o preparo dos espécimes.

4.5 PLANIFICAÇÃO DAS COROAS PARA A EXPOSIÇÃO DA DENTINA

A coroa de cada dente selecionado, utilizando-se uma máquina de corte seriada (Isomet™ Low Speed Saw® Buehler, Lake Bluff, EUA), foi seccionada transversalmente no terço oclusal, com disco diamantado (Extec Dia. Wafer blade 102 mm x 0,3 mm x 12,7 mm, Extec Corp - Enfield, CT, EUA) em baixa velocidade e sob refrigeração com água, com o intuito de remover o esmalte da face oclusal expondo a dentina superficial necessária para os procedimentos adesivos/restauradores. Em seguida, as coroas seccionadas, foram submetidas à ação de desgaste em uma politriz metalográfica (Arotec, Cotia, Brasil), de forma que a face de dentina exposta estivesse em contato com a lixa e paralela a mesma. Para a remoção de remanescentes de esmalte utilizou-se uma lixa d'água com granulação 320 (Carbimet Paper Discs, 30-5108-320, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) em baixa rotação e sob refrigeração com água, substituída por outra periodicamente. Para a planificação final da superfície de dentina, tal como para simular a formação de smear layer padronizada, foi utilizada lixa d'água com granulação 600 (Carbimet Paper Discs, 30-5108-320, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) por 30 segundos padronizando-se o tempo final da última lixa.

4.6 PREPARO DOS ESPÉCIMES

Sobre a dentina planificada uma matriz de silicona de condensação (Zetalabor, Zhermack, São Paulo, Brasil) com dimensões de 6 mm x 6 mm foi posicionada de forma centralizada na superfície planificada para padronizar a área teste e, esmalte de unha de cor clara foi utilizado para delimitação da área a ser irradiada (Figura 3). Em seguida, cada grupo recebeu tratamento com o sistema adesivo Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, EUA) de acordo com as instruções do fabricante (Quadro 4).

Figura 3: A) Dentina planificada. B) Matriz de silicona de condensação de 6 mm de largura por 6 mm de comprimento. C) Matriz centralizada sobre a dentina planificada. D) Esmalte de unha de cor clara utilizado para delimitação da área a ser irradiada. E) Representação da área a ser irradiada determinada pelo uso do esmalte de unha.

Quadro 4: Composição química e aplicação do sistema adesivo utilizado de acordo com as orientações do fabricante.

	COMPOSIÇÃO	TÉCNICA DE APLICAÇÃO
Sistema adesivo convencional de 2 passos: Adper™ Single Bond 2	BisGMA* HEMA** Dimetacrilatos Etanol Água Fotoiniciador, Copolímero funcional de metacrilato de ácidos poliacrílico e polialcenóico	<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 camada do adesivo; - Remover excessos; - Fotoativar por 20 segundos; - Proceder com a restauração.

*Bis-GMA: Bisfenol A Glicidil Metacrilato

**HEMA: 2-Hidroxi-etilmetacrilato

No grupo controle o sistema adesivo foi fotopolimerizado com aparelho LED, Blue Star 2 (Microdont, São Paulo, Brasil) com densidade de potência de $1\text{W}/\text{cm}^2$ por 20s e os dentes restaurados pela técnica incremental. Resina composta Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) foi inserida consecutivamente em três incrementos de 1,5mm de espessura. A fotopolimerização de cada incremento foi realizada com o mesmo aparelho LED por 20 s. Após o procedimento restaurador, os dentes foram cortados e testados imediatamente.

Nos grupos experimentais, após a aplicação do sistema adesivo e antes de sua fotopolimerização, foi irradiado laser de Diodo (SiroLaser, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha), no modo contato da fibra óptica (diâmetro da ponta de $200\mu\text{m}$) (Figura 1), com inclinação de 90° , utilizando-se uma mesa automatizada para irradiação dos espécimes (mesa XY, BioPDI, São Carlos, Brasil)) que permitiu uma irradiação totalmente controlada e padronizada da área pré-determinada pela matriz de silicóna (36 mm^2), num tempo de 30 s de acordo com cada grupo formado pela combinação dos três valores de Potência (P) e três valores de Energia por pulso (Ep) (Quadro 2). Em seguida, a ponta da fibra ótica foi cortada e dispensada ao final de cada irradiação. Durante a irradiação foi utilizado pelo operador, óculos de proteção para o laser utilizado.

Na sequência o sistema adesivo foi fotopolimerizado com aparelho LED, Blue Star 2 (Microdont, São Paulo, Brasil) com densidade de potência de $1\text{W}/\text{cm}^2$ por 20s, com a ponta posicionada perpendicularmente a superfície do espécime, cujo diâmetro permitia a cobertura de toda a área teste. Em seguida, pela técnica incremental, foi inserida resina composta Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) com deposição consecutiva de três incrementos de 1,5mm de espessura. A fotopolimerização de cada incremento foi realizada com o mesmo aparelho LED por 20 s. Após o procedimento restaurador, os dentes foram imersos em água deionizada e mantidos em estufa a temperatura de 37°C por um período de 7 dias.

4.7 OBTENÇÃO DOS PALITOS

Após o período de armazenagem, os espécimes foram removidos da estufa e secos para que cada um fosse fixado com cera pegajosa em dispositivo metálico de base plana adaptável na máquina de cortes seriados (Isomet™ Low Speed Saw®, Buehler, Lake Bluff, EUA) para ser seccionado com disco diamantado (Extac Dia. Wafer blade 5"x.015x1/2, cód 12240, Extac Corp-Einfeld, CT, EUA) em baixa velocidade e sob refrigeração com água. Primeiramente, o seccionamento por desgaste foi realizado no sentido méso-distal da coroa, gerando fatias de espessura média de 0,8 mm, as quais permaneceram presas na base do dispositivo pela ação retentiva da cera. Em seguida, 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 $0,64\text{ mm}^2$ (Figura 4).

Figura 4: A) Máquina de cortes seriados com dispositivo metálico adaptável de base plana. B) Seccionamento dos espécimes no sentido méso-distal e vestibulo-lingual com disco diamantado em baixa velocidade sob refrigeração. C) Palitos com área transversal de aproximadamente $0,64\text{ mm}^2$.

4.8 TESTE DE MICROTRAÇÃO

Para avaliação da resistência de união e, previamente ao teste aferiu-se a área transversal da interface adesiva de todos os palitos utilizando-se um paquímetro digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo Sul Americana, Rio de Janeiro, Brasil), cujos valores foram inseridos no software BlueHill Lite (BlueHill® Materials Testing Software, Norwood, EUA). Em seguida, os palitos 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, EUA). Para tanto, utilizou-se um adesivo à base de cianocrilato (Loctite Super Bonder Gel Control, Henkel Ltda, São Paulo, Brasil) em ambas as extremidades de cada palito posicionando a interface adesiva perpendicular à força de tração desempenhada pela máquina (Figura 5). O teste foi realizado com 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 automaticamente pelo software a partir da razão entre a força máxima (Kgf) e a área transversal da interface adesiva (cm²), previamente fornecida, obtendo-se valores em megapascal (MPa).

Figura 5: O teste de microtração foi realizado na máquina de ensaios universal INSTRON 3342 (A) com célula de carga de 500N (B) utilizando-se um dispositivo de microtração similar ao de Bencor multi T (C). Os palitos foram fixos com adesivo à base de cianocrilato posicionando a interface adesiva perpendicular à força de tração (D).

4.9 ANÁLISE DE FRATURA

As superfícies fraturadas de ambos os fragmentos foram analisadas, com o auxílio de um estereomicroscópio com aumento de 100x (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 dentinário (dentina); coesiva em resina composta (CR) quando ocorreram no material restaurador (resina composta) e mista (M) quando a fratura foi adesiva e coesiva. A quantidade de cada tipo de fratura foi convertida em porcentagem para avaliação. Outra avaliação dos fragmentos foi realizada utilizando-se o estereomicroscópio para averiguar a presença de remanescente de esmalte de unha, assim como, de adesivo cianocrilato que por ventura possa ter escorrido até a interface adesiva (Figura 6). Os palitos que apresentavam estas características tiveram seus valores de resistência de união excluídos.

Figura 6: A) Palito fraturado após a força de tração desempenhada pela máquina de microtração. B e C) Estereomicroscópio Dino Lite (B) utilizado para análise do padrão de fratura dos fragmentos (C).

4.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores de resistência de união (MPa) obtidos foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar se a amostra apresentava uma distribuição normal. Os dados compilados neste estudo atenderam a suposição de normalidade, verificados pelo teste f. Assim, os valores de resistência de união foram examinados pelo ANOVA para observar se houve diferença estatística entre os grupos ($p < 0,05$).

Como os grupos se diferiram estatisticamente, foi realizado o teste de Dunnett t para análise da comparação múltipla entre os grupos testes com o grupo controle ($p < 0,05$).

Os valores de resistência de união dos grupos testes foram então comparados entre si pelo Anova a dois critérios para observar se houve diferença estatística entre as Energias por pulso (Ep) para cada Potência (P). Como houve diferença estatisticamente significativa na Ep apenas para a P1 ($p < 0,001$) foi realizado o teste de comparação múltipla Bonferroni, uma vez que foi detectada homogeneidade no desvio-padrão pelo teste de Levene. Os valores de resistência de união das demais Potências (P2 e P3) não foram avaliados, pois não apresentaram diferença estatística.

O teste estatístico Anova a dois critérios foi realizado novamente para observar, desta vez, se houve diferença estatística entre as Potências (P) para cada Energia por pulso (Ep). Como houve diferença estatisticamente significativa na P para a Ep2 ($p = 0,035$) e a Ep3 ($p < 0,001$) foi realizado o teste de comparação múltipla Bonferroni para a Ep2, uma vez que foi detectada homogeneidade no desvio-padrão através do teste de Levene e, o teste de comparação múltipla Tamhane para a Ep3 quando se detectou heterogeneidade no desvio padrão pelo teste de Levene.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Analisando-se os resultados obtidos (Tabela 1) (Gráfico 1), observou-se que os espécimes que não foram irradiados com laser (grupo controle) apresentaram diferença quando comparados aos espécimes irradiados com laser de Diodo (Tabela 2). Os grupos irradiados apresentaram queda significativa em relação ao grupo controle, com exceção do grupo 3 ($P = 0,5 \text{ W}$; $E_p = 0,1 \text{ J}$).

Tabela 1: Média $\pm$ desvio padrão dos valores de resistência de união (MPa) entre os grupos pelo ANOVA

Grupos	Média (MPa) $\pm$ desvio padrão	p – valor ANOVA
0 – Controle	34,60 $\pm$ 10,76 A	< 0,001
1 – 0,5 W / 0,05 J	19,62 $\pm$ 8,65 B	
2 – 0,5 W / 0,08 J	27,56 $\pm$ 9,20 B	
3 – 0,5 W / 0,1 J	30,34 $\pm$ 7,92 A	
4 – 0,8 W / 0,05 J	23,31 $\pm$ 5,96 B	
5 – 0,8 W / 0,08 J	20,93 $\pm$ 7,46 B	
6 – 0,8 W / 0,1 J	24,67 $\pm$ 8,59 B	
7 – 1 W / 0,05 J	23,61 $\pm$ 7,04 B	
8 – 1 W / 0,08 J	25,94 $\pm$ 6,82 B	
9 – 1 W / 0,1 J	21,48 $\pm$ 3,59 B	

Letras maiúsculas representam a comparação entre os grupos ($p < 0,001$).

Gráfico 1: Representação das tensões médias da resistência de união obtida após a realização do teste de microtração (MPa).

Tabela 2: Média e diferença entre as médias dos valores de resistência de união (MPa) entre os grupos pelo ANOVA seguido de Dunnett t

Média grupos lasers		Controle (MPa)	Diferença de Médias	p – valor
1- 0,5 W/ 0,05 J	19,62	0 (34,60)	- 14,98	< 0,001
2- 0,5 W/ 0,08 J	27,56	0 (34,60)	- 7,04	0,037
3- 0,5 W/ 0,1 J	30,34	0 (34,60)	- 4,26	0,420
4- 0,8 W/ 0,05 J	23,31	0 (34,60)	- 11,29	< 0,001
5- 0,8 W/ 0,08 J	20,93	0 (34,60)	- 13,67	< 0,001
6- 0,8 W/ 0,1 J	24,67	0 (34,60)	- 9,93	0,001
7- 1 W/ 0,05 J	23,61	0 (34,60)	- 10,98	< 0,001
8- 1 W/ 0,08 J	25,94	0 (34,60)	- 8,66	0,005
9- 1 W/ 0,1 J	21,48	0 (34,60)	- 13,12	< 0,001

Na análise do fator de variação Potência, apenas para a Potência 0,5 W a variação da Energia por pulso (Ep) foi significativa ($p = 0,001$). Para às Potências 0,8 W e 1,0 W a variação da Ep não provocou alterações significativas (Tabela 3).

Para a Potência 0,5 W, a Energia por pulso 0,05 J apresentou menor valor de resistência de união em relação às energias 0,08 J e 0,1 J, no entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre elas (Tabela 3).

Na análise do fator de variação Energia por pulso, observou-se diferença estatisticamente significativa, causada pela variação da Potência, para as Energias por pulso mais altas (0,08 J / $p = 0,035$) (0,1 J / $p = 0,001$). Para a Energia por pulso (0,05 J) a variação da Potência não foi significativa (Tabela 3). Para a Energia por pulso 0,08 J e 0,1 J a Potência 0,5 W apresentou maior valor de resistência de união em relação às demais (Tabela 3).

Diante do exposto, observou-se que os fatores de variação Potência (P) e Energia por pulso (Ep) foram significativos para o ANOVA ($p < 0,05$), onde os grupos 0,5 W / 0,08 J e 0,5 W / 0,1 J apresentaram valores significativamente mais elevados de resistência de união em relação aos demais grupos lasers (Tabela 3) (Gráfico 2).

Tabela 3: Média $\pm$ desvio padrão dos valores de resistência de união (MPa) entre as Potências (P) para cada Energia por pulso (Ep) (n=20) e entre as Energias por pulso para cada Potência (n=20)

P	P1 = 0,5 W	P2 = 0,8 W	P3 = 1W
EP			
Ep1 = 0,05 J	19,62 $\pm$ 8,65aA	23,31 $\pm$ 5,96aA	23,61 $\pm$ 7,04aA
Ep2 = 0,08 J	27,56 $\pm$ 9,20bA	20,93 $\pm$ 7,46aB	25,94 $\pm$ 6,82aAB
Ep3 = 0,1 J	30,34 $\pm$ 7,92bA	24,67 $\pm$ 8,59aAB	21,48 $\pm$ 3,59aB

Letras minúsculas representam a comparação entre as linhas, ou seja, diferenças entre as Energias por pulso ($p < 0,05$). Letras maiúsculas representam a comparação entre as colunas, ou seja, diferenças entre as Potências ($p < 0,05$).

Gráfico 2: Representação gráfica das médias e desvio padrão da resistência de união dos grupos lasers após o teste de microtração (MPa).

O tipo de fratura predominante em todos os grupos testados foi a fratura do tipo adesiva. A porcentagem de cada tipo de fratura está demonstrada na Tabela 4, e representada no Gráfico 3.

Tabela 4: Porcentagem do tipo de fratura para cada grupo

	Adesiva	Coesiva em resina	Coesiva em dentina	Mista
Controle	69 %	7%	5 %	19 %
0,5 W – 0,05 J	72 %	14 %	0 %	14 %
0,5 W – 0,08 J	69 %	16 %	2 %	13 %
0,5 W – 0,1 J	74 %	14 %	1 %	11 %
0,8 W - 0,05 J	81 %	8 %	3 %	8 %
0,8 W - 0,08 J	81 %	9 %	6 %	4 %
0,8 W - 0,1 J	81 %	12 %	4 %	3 %
1 W - 0,05 J	85 %	8 %	0 %	7 %
1 W - 0,08 J	83 %	8 %	4 %	5 %
1 W - 0,1 J	76 %	16 %	0 %	8 %

Gráfico 3: Representação gráfica, em porcentagem, da análise de fratura dos espécimes após o teste de microtração, em cada grupo.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

6.1 DO MÉTODO

Os testes laboratoriais inicialmente preconizados para avaliar a resistência adesiva ao substrato dental foram os testes de tração e de cisalhamento. Apesar de serem ensaios ainda bastante utilizados para o estudo da adesão, não se mostraram totalmente eficientes para testar materiais com alta resistência adesiva, além de apresentarem limitações da área a ser testada. Desde o final da década de 80, já havia relatos de que o ensaio de tração possuía um potencial limitado para padronização e reprodução da resistência mecânica dos sistemas adesivos ao substrato dental (VAN NOORT *et al.*, 1989). Em virtude do aprimoramento dos materiais e das técnicas de adesão, falhas coesivas tornaram-se frequentes. Sano *et al.* (1994) propôs o uso do teste de microtração com o intuito de solucionar as limitações dos ensaios tradicionais de cisalhamento e tração, tais como as fraturas predominantemente coesivas nos substratos testados, além de permitir uma diminuição na dimensão dos espécimes. Entretanto, a confecção dos corpos-de-prova para execução do teste mostrou-se crítica, e suas particularidades se refletem nos resultados de resistência adesiva obtidos, nos quais um alto desvio-padrão é normalmente observado. Uma série de fatores deve ser considerada na análise dos resultados: o substrato envolvido, o formato dos espécimes, o método de corte para sua obtenção, a área de adesão e as características das superfícies fraturadas.

O teste de microtração é um teste laboratorial amplamente utilizado para análise das propriedades mecânicas da interface de união entre substratos dentais e materiais odontológicos na tentativa de simular esforços similares àqueles sofridos pelas restaurações no meio bucal. Uma das principais vantagens deste teste é a possibilidade de determinação do local de falhas, quase que exclusivamente adesivas na interface, permitindo uma análise da real resistência de união entre o material e a estrutura dentária; além disso, é possível obter vários espécimes de um único material e avaliar a resistência mecânica em áreas diminutas o que favorece a mensuração da resistência de união em substratos clinicamente significantes com expressiva diminuição do número de falhas coesivas (SANO *et al.*, 1994; PASHLEY *et al.*, 1995; YOSHIYAMA *et al.*, 1996; PHRUKKANON; BURROW, TYAS, 1999; SHONO *et al.*, 1999).

Segundo Hashimoto *et al.* (2002), após o teste de microtração, sugere-se que as superfícies rompidas dos corpos-de-prova sejam avaliadas quanto à topografia superficial para observar se as mesmas aconteceram na interface adesiva, coesivamente no substrato ou no material restaurador. Esta análise é importante para verificar a adequação do teste com o objetivo de induzir tensões na interface de união e não no substrato ou no material restaurador (SHONO *et al.*, 1994; PASHLEY *et al.*, 1995). O método frequentemente utilizado para análise dos tipos de fratura é a análise qualitativa visual e a observação quantitativa das imagens (GARCIA *et al.*, 2002). Esta análise pode ser feita por microscopia óptica e os aumentos podem chegar a 1200 vezes, posto que a amostra deverá ter dimensões entre 0,1 e 20 mm. A grande maioria das fraturas analisadas neste estudo foram as adesivas, o que ratifica a forma adequada como ele foi conduzido e corrobora com as observações de Sano *et al.* (1994) (Tabela 7) (Gráfico 3).

Com o intuito de promover uma avaliação mais criteriosa do fator estudado, o presente estudo passou a selecionar os espécimes que seriam submetidos ao ensaio de microtração baseando-se, principalmente, nos seguintes critérios: integridade do espécime, presença de bolhas ou falhas no material restaurador (MELLO, 2003); seleção dos palitos na região irradiada, com padronização da área adesiva, para que se tenha a garantia de que o fator a ser estudado realmente agiu sobre o espécime (DELFINO *et al.*, 2006; SOUZA-ZARONI *et al.*, 2008) assim como, a padronização do número de palitos de cada grupo, com a finalidade de se obter uma menor variabilidade no desvio-padrão (FRANKENBERGER; LOPES, PERDIGÃO, 2002), uma vez que um dos principais contrapontos do teste de microtração é a alta variabilidade no desvio-padrão; aleatorização dos palitos de cada grupo para que se consiga um determinado número de espécimes baseados em estudos-piloto que consideram o poder estatístico do tamanho da amostra (ABOUSHELIB *et al.*, 2005; KWONG *et al.*, 2002), fato este que visa também melhorar a variabilidade no desvio-padrão. O desvio-padrão encontrado no presente estudo está de acordo com os resultados dos estudos acima mencionados.

Outro procedimento realizado para a padronização deste experimento foi a utilização de uma mesa automatizada para irradiação dos espécimes (mesa XY, BioPDI) que permitiu uma irradiação totalmente controlada e padronizada de todos os espécimes, diferentemente de outros estudos (MAENOSONO *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2016) que realizaram a varredura da área teste pré-determinada de forma manual por um operador calibrado.

6.2 DOS RESULTADOS

Os resultados obtidos nesta avaliação *in vitro* determinaram a rejeição da primeira hipótese nula proposta, pois diferenças nos valores de resistência de união foram encontradas entre os grupos irradiados e não irradiado. O grupo com Potência 0,5 W e Energia por pulso 0,1 J assemelhou-se com o grupo controle (Tabela 2) e, os demais grupos apresentaram valores de resistência de união inferiores ao grupo controle.

Ariyaratnam *et al.* (1999) e Matos *et al.* (2000) quando investigaram a influência da irradiação do laser de Nd:YAG utilizando uma Potência de 0,6 W/0,8 W e uma Energia por pulso de 0,04 J/0,08 J, respectivamente, sobre o sistema adesivo Adper™ Single Bond 2 observaram que os valores de resistência de união dos grupos testes não foram superiores aos resultados obtidos no grupo controle. Araújo *et al.* (2007), Malta *et al.* (2008) e Ribeiro *et al.* (2013) também não notaram alteração na resistência de união ao irradiar o sistema adesivo Adper™ Single Bond 2 com laser de Nd:YAG quando utilizaram uma Potência de 1 W/1.4 W e uma Energia por pulso de 0,1 J/ 0,14J, após a sua aplicação sobre a dentina, mas antes de sua fotopolimerização. Estes estudos corroboram com os resultados do presente estudo, pois os grupos irradiados não superaram os valores de resistência de união em relação ao grupo controle.

Em contrapartida, Marimoto *et al.* (2013) e Maenosono *et al.* (2015) observaram resultados favoráveis utilizando os mesmos sistemas adesivos. Nestes estudos foram utilizados o laser de Nd:YAG com uma Potência de 1,4 W e uma Energia por pulso de 0,14 J; e, o laser de Diodo com uma Potência de 0,8 W e uma Energia por pulso de 0,08 J, respectivamente. Os autores irradiaram o sistema adesivo sobre a dentina, antes de sua fotopolimerização, e observaram um aumento significativo da resistência de união em teste de cisalhamento e teste de microtração, respectivamente. Segundo os autores, a irradiação com laser sobre a dentina infiltrada pelo sistema adesivo é capaz de provocar uma fusão, criando um novo substrato mais favorável à adesão. Os achados do presente estudo não corroboraram com os resultados desses estudos, pois a irradiação laser no presente estudo não melhorou a resistência de união em relação ao grupo controle.

Em relação à Energia por pulso, Coelho *et al.* (2004) investigaram a influência de duas diferentes Energias por pulso (0,06 J e 0,1 J) na irradiação do substrato dental. Os autores encontraram que os adesivos avaliados Adper™ Single Bond 2 (3M) e Clearfill SE Bond

(Kuraray) não apresentaram diferença estatística quanto à resistência ao cisalhamento e que o laser promoveu diminuição estatisticamente significativa na resistência de união da resina composta à dentina, sem diferença significativa entre as Energias por pulso testadas. Silva *et al.* (2016) também concluíram que os parâmetros de Energia por pulso do laser não influenciaram nos valores de resistência de união à dentina. O presente estudo não corroborou com esses achados, pois a variação da Energia por pulso, numa mesma Potência promoveu diferença nos valores de resistência de união, sendo a configuração (0,5 W e 0,1 J) o único grupo que não diferiu do grupo controle. Entretanto, o aumento gradual da Energia por pulso não está necessariamente associado ao aumento dos valores de resistência de união, pois Shirani *et al.* (2014) e Makkar *et al.* (2014) utilizando uma Energia por pulso concentrada entre 0,14 J e 0,24 J encontraram em seus estudos que a irradiação com laser também diminuiu a resistência de união à dentina quando comparados com os grupos não irradiados (grupo controle).

Quando se comparou as Energias por pulso em relação à Potência 0,5 W observou-se que houve diferença significativa entre as Energias por pulso $Ep1 = 0,05J$ e $Ep2 = 0,08J$ ($p = 0,015$), assim como, entre $Ep1 = 0,05J$ e $Ep3 = 0,1J$ ($p = 0,001$). Assim, verificou-se que a variável Energia por pulso tem influência sobre a resistência de união à dentina na Potência de 0,5 W, fato este que caracteriza a rejeição da segunda hipótese nula (Tabela 3).

Em relação à Potência, Oda; Oliveira, Liberti *et al.* (2001) investigaram a influência de duas diferentes Potências (0,16 W e 0,6 W) com duas diferentes Energias por pulso (0,08 J e 0,04 J), na irradiação do substrato dental, utilizando o sistema adesivo AdperTM Single Bond 2 (3M). Os autores concluíram que Potências menores (0,16 W) com Energias por pulso maiores (0,08 J) favoreceram a penetração do material restaurador na dentina sugerindo que houve oclusão dos túbulos dentinários com características de fusão, criando um novo substrato mais favorável à adesão. Estes achados corroboraram com os resultados do presente estudo.

Em contrapartida, Wanderley *et al.* (2005) avaliaram a influência dos parâmetros de Potência e Energia por pulso na resistência de união. Os autores utilizaram três valores de Potência (0,12 W; 0,16 W e 0,2 W) com três valores de Energia por pulso (0,06 J; 0,08 J e 0,1 J). O sistema adesivo utilizado foi o Single Bond 2. Os valores de resistência de união encontrados para os parâmetros 0,06 J/0,12 W e 0,08 J/0,16 W foram estatisticamente similares entre si e maiores que o grupo controle. No entanto, não houve diferença

estatisticamente significativa entre o grupo controle e o grupo com 0,1 J de Energia por pulso e 0,2 W de Potência. O mesmo aconteceu no estudo de Franke *et al.* (2006) que utilizando Energias por pulso de 0,05 J; 0,1 J e 0,5 J e, Potências de 0,5 W; 1 W e 5 W encontraram que Potências menores com Energias por pulso menores influenciam na resistência de união à dentina. Esses resultados corroboram parcialmente com o presente estudo uma vez que, valores maiores de Energia por pulso (0,1 J) com menores valores de Potência (0,5 W) foram influentes na resistência de união.

De acordo com os resultados expostos sugere-se que o uso de uma Potência mais baixa (0,5 W) com uma Energia por pulso maior (0,08 J e 0,1 J) possa melhorar a resistência de união à dentina, provavelmente porque uma Ep mais elevada gera um aquecimento maior da superfície dentinária, que pode favorecer a evaporação do solvente e da água residual. Outros estudos que avaliaram a influência da temperatura na evaporação do solvente demonstraram aumento na resistência de união (MALACARNE *et al.*, 2009; HOSAKA *et al.*, 2010; BAIL *et al.*, 2012; CASTRO *et al.*, 2013; VALE *et al.*, 2014).

Em relação à Potência, quando o sistema adesivo foi irradiado com laser de Diodo com diferentes Potências em relação às Energias por pulso observou-se diferenças estatisticamente significantes na resistência de união, sendo que a Potência 0,5 W apresentou diferença significativa em relação às demais Potências 0,8 W ($p = 0,339$) e 1 W ($p = 0,073$) (Tabela 3). Esta observação determinou a rejeição da terceira hipótese nula. Provavelmente, a variação da Potência também acarreta o aumento da temperatura na superfície dentinária, o que pode favorecer a evaporação do solvente e da água residual.

Comparando os resultados obtidos pelos autores citados, é possível notar controvérsias na determinação de parâmetros ideais de Potência e Energia por pulso. Enquanto Ariyaratnam *et al.* (1999), Matos *et al.* (2000), Araújo *et al.* (2007), Malta *et al.* (2008), Ribeiro *et al.* (2013) e Silva *et al.* (2016) observaram que Potências de 0,6 W e 1 W e Energias por pulso de 0,04 J; 0,06 J e 0,1 J não alteram a resistência de união dos sistemas adesivos, o presente trabalho, assim como o de De Carvalho *et al.* (2008), sugerem que Potências menores e Energias por pulso maiores são capazes de favorecer o processo de adesão. A entrega pontual de energia na superfície dentinária pode favorecer a evaporação do solvente dos sistemas adesivos, em cada ponto irradiado e, conseqüentemente na área total irradiada, o que permite uma maior infiltração dos monômeros entre as fibrilas de colágeno o que proporciona a formação de uma interface adesiva mais duradoura e eficiente. Provavelmente, a divergência

de resultados dos trabalhos apresentados está atrelada à influência dos tipos de solventes presentes em cada sistema adesivo, assim como o modo de aplicação desses sistemas sobre a dentina e a capacidade de evaporação desses solventes pelo aumento da temperatura local provocado pela irradiação laser, além disso, a remoção da água residual na interface adesiva pela irradiação com laser parece ser promissora na integridade da interface adesiva (BATISTA *et al.*, 2015).

A água é necessária para evitar o colapso das fibrilas colágenas causado pelo condicionamento ácido da dentina, pela ausência da hidroxiapatita na rede de colágeno, servindo como um meio de infiltração subsequente de misturas de monômeros hidrofílicos formando um complexo entre moléculas de uma substância dissolvida (GWINNET; KANCA 1992; HASHIMOTO *et al.*, 2003). Esta abordagem tem moldado o conceito de adesão dentinária e parece perseverar como uma técnica de sucesso clínico (VAN MEERBEEK *et al.*, 2010; PASHLEY *et al.*, 2011; PEUMANS *et al.*, 2014). Por conseguinte, a degradação das ligações adesivas na dentina a longo prazo está geralmente associada a processos ligados à presença de água (GWINNET, 1996; KATO; NAKABAYASHI, 1998; DE MUNCK *et al.*, 2003).

Idealmente, toda a água e solvente devem ser completamente eliminados da interface adesiva antes da fotopolimerização, pois eles podem ter um efeito adverso na polimerização de monômeros resinosos, além da degradação hidrolítica dos materiais (JACOBSEN; SODERHOLM, 1995). Além disso, como a água nos adesivos, a proporção de monômero para água aumenta e reduz a pressão de vapor de água, assim, reduz a capacidade da água e dos solventes de evaporar o adesivo (PASHLEY *et al.*, 1998; PERDIGÃO; FRANKENBERGER, 2001; CARVALHO *et al.*, 2003), o que compromete a adesão e as propriedades mecânicas da resina (PAUL *et al.*, 1999). Assim, a remoção do solvente e da água é de primordial importância para a integridade e durabilidade da ligação dentina-resina. Por isso, uma das técnicas promissoras para a evaporação do solvente e da água residual é a utilização da irradiação laser na superfície dentinária com Potências menores e Energias por pulso maiores, após a aplicação do sistema adesivo e antes de sua fotopolimerização, com o intuito de aumentar a temperatura superficial da dentina.

Atualmente, o desafio da Odontologia adesiva é tornar a interface adesiva o mais resistente possível contra o envelhecimento, tornando o tratamento restaurador mais previsível em termos de desempenho clínico em longo prazo. A longevidade das restaurações adesivas

está em grande parte relacionada com a degradação desta interface, que pode ocorrer em um prazo relativamente curto, dependendo da forma como o adesivo tem sido manipulado, na abordagem adesiva atual e na composição do adesivo. Os componentes hidrofílicos da interface adesiva, tais como as fibrilas colágenas e a resina, devido à sorção de água, potencialmente reforçada pela degradação enzimática, e posterior diluição e ruptura desses produtos são os principais fatores ultimamente identificados como envolvidos neste processo de degradação (TAY; PASHLEY, 2003; PASHLEY *et al.*, 2004; TAY *et al.*, 2004; DE MUNCK *et al.*, 2005; DE MUNCK *et al.*, 2006; BRESCHI *et al.*, 2008; DE MUNCK *et al.*, 2009). Atualmente, os adesivos atuais ou técnicas não são capazes de produzir uma interface absolutamente resistente à degradação, mas felizmente muitos esforços de pesquisa são dedicados para melhorar a durabilidade da ligação adesiva, entre eles a utilização adequada da irradiação com laser.

Haja vista o conhecimento adquirido neste experimento é possível afirmar que houve uma tendência de que Potências menores, associadas a Energias por pulso maiores (“pacotes” de energia) sejam estratégias mais adequadas para o aumento da resistência de união. Outros estudos são necessários para se determinar com precisão os parâmetros ideais de irradiação, associados aos diferentes aparelhos de lasers disponíveis, na busca de uma interface adesiva mais duradoura.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Fundamentando-se nos resultados obtidos, concluímos que os diferentes parâmetros de Potência e Energia por pulso foram capazes de alterar a resistência de união à dentina do sistema adesivo AdperTM Single Bond 2, quando aplicado sobre a dentina e irradiado com laser de Diodo, previamente à sua fotopolimerização. Essa técnica é promissora e os parâmetros lasers utilizados influenciaram positivamente nos valores de resistência de união quando se utilizou uma Potência de 0,5 W e uma Energia por pulso de 0,1 J.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ABOUSHLIB, M. N. et al. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. **Dent Mater**, v. 21, p. 984-91, 2005.

AGEE, K. A. et al. Water distribution in dentin matrices: bound vs. unbound water. **Dent Mater**, v. 31, n. 3, p. 205-16, Mar 2015.

ALWAS-DANOWSKA, H. M.; DANOWSKA, D. A. A comparison of the anatomical structure of odontoblasts and the connective tissue fibres in relation to the age of the patient. **Folia Morphol (Warsz)**, v. 62, n. 4, p. 471-3, Nov 2003.

AMARAL, F. L. B. et al. Adhesion to Er : YAG laser-prepared dentin after long-term water storage and thermocycling. **Operative Dentistry**, v. 33, n. 1, p. 51-58, Jan-Feb 2008.

ANCHIETA, R. B. et al. Effect of partially demineralized dentin beneath the hybrid layer on dentin-adhesive interface micromechanics. **J Biomech**, v. 48, n. 4, p. 701-7, Feb 26 2015.

ARANHA, A. C. et al. Effects of Er:YAG and Nd:YAG lasers on dentin permeability in root surfaces: a preliminary in vitro study. **Photomed Laser Surg**, v. 23, n. 5, p. 504-8, Oct 2005.

ARAUJO, R. M. et al. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. **J Clin Laser Med Surg**, v. 19, n. 6, p. 325-32, Dec 2001.

ARAÚJO, F. B. C. et al. Resistência adesiva à dentina: influência da aplicação dos lasers de Er:YAG e Nd:YAG associada ao condicionamento ácido. **Rev Odon Univ Cid São Paulo**, v. 19, n. 3, p. 283-7, Set-Dec 2007.

ARISU, H. D. et al. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. **Oper Dent**, v. 33, n. 2, p. 135-41, Mar-Apr 2008.

ARIYARATNAM, M. T.; WILSON, M. A.; BLINKHORN, A. S. An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. **Dent Mater**, v. 15, n. 4, p. 223-8, Jul 1999.

AROLA, D.; REPROGEL, R. K. Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. **Biomaterials**, v. 26, n. 18, p. 4051-61, Jun 2005.

ASMUSSEN, E.; UNO, S. Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. **Oper Dent**, v. Suppl 5, p. 68-74, 1992.

BACHMANN, L. et al. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. **Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc**, v. 61, n. 11-12, p. 2634-9, Sep 2005.

BAIL, M. et al. Effect of air-drying on the solvent evaporation, degree of conversion and water sorption/solubility of dental adhesive models. **J Mater Sci Mater Med**, v. 23, n. 3, p. 629-38, Mar 2012.

BARABA, A. et al. Influence of different pulse durations of Er:YAG laser based on variable square pulse technology on microtensile bond strength of a self-etch adhesive to dentin. **Photomed Laser Surg**, v. 31, n. 3, p. 116-24, Mar 2013.

BATISTA, G. R. et al. Effect of Nd:YAG laser on the solvent evaporation of adhesive systems. **Int J Esthet Dent**, v. 10, n. 4, p. 598-609, Winter 2015.

BERNARDO, M. et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. **J Am Dent Assoc**, v. 138, n. 6, p. 775-83, Jun 2007.

BRESCHI, L. et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. **Dent Mater**, v. 24, n. 1, p. 90-101, Jan 2008.

BERTRAND, M. F. et al. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. **Lasers Surg Med**, v. 38, n. 6, p. 615-23, Jul 2006.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, v. 34, n. 6, p. 849-53, Dec 1955.

CARRILHO, M. R. et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. **J Dent Res**, v. 86, n. 6, p. 529-33, Jun 2007.

CARVALHO, R. M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper Dent**, v. 21, n. 1, p. 17-24, Jan-Feb 1996.

CARVALHO, R. M. et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. **J Dent Res**, v. 82, n. 8, p. 597-601, Aug 2003.

CASTRO, F. L. et al. 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**, v. 14, n. 2, p. 137-45, Apr 2012.

CASTRO F. L. et al. Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. **J Appl Oral Sci**, v. 21, n. 2, p. 157-62, Mar-Apr 2013.

CEBALLOS, L. et al. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. **Dent Mater**, v. 17, n. 4, p. 340-6, Jul 2001.

COELHO, L. M. G. C. et al. Estudo *in vitro* da resistência ao cisalhamento de sistema adesivo após o uso de Er:YAG na dentina bovina. **Cienc Odontol Bras**, v. 7, n. 2, p. 68-74, Abr/Jun 2004.

COLUCCI, V. et al. Effect of Er:YAG laser on enamel demineralization around restorations. **Lasers Med Sci**, v. 30, n. 4, p. 1175-81, May 2015.

COLUZZI, D. J.; RICE, J. H.; COLETON, S. The coming of age of lasers in dentistry. **Dent Today**, v. 17, n. 10, p. 64-6, 68-71, Oct 1998.

CORONA, S. A. M. et al. Assessing microleakage of different class V restorations after Er : YAG laser and bur preparation. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, n. 10, p. 1008-1014, Oct 2003.

CORREA-AFONSO, A. M. et al. Influence of the irradiation distance and the use of cooling to increase enamel-acid resistance with Er:YAG laser. **J Dent**, v. 38, n. 7, p. 534-40, Jul 2010.

CRIM, G. A. Effect of substrate age on microleakage of dentine adhesive agents. **J Oral Rehabil**, v. 16, n. 6, p. 555-7, Nov 1989.

DAVARI, A.; SADEGHI, M.; BAKHSHI, H. Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin. **J Dent Res Dent Clin Dent Prospects**, v. 7, n. 2, p. 67-73, 2013.

DE ALMEIDA LDE, F. et al. Effect of Collagen Matrix Saturation on the Surface Free Energy of Dentin using Different Agents. **J Contemp Dent Pract**, v. 16, n. 7, p. 531-6, Jul 2015.

DE CARVALHO, R. C. et al. Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. **Lasers Med Sci**, v. 23, n. 2, p. 117-24, Apr 2008.

DEDERICH, D. N. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? **J Am Dent Assoc**, v. 124, n. 2, p. 57-61, Feb 1993.

DE FREITAS, P. M. et al. In vitro evaluation of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser-treated enamel demineralization. **Lasers Med Sci**, v. 25, n. 2, p. 165-70, Mar 2010.

DELFINO, C. S. et al. Effect of Er : YAG laser energy on the morphology of enamel/adhesive system interface. **Applied Surface Science**, v. 252, n. 24, p. 8476-8481, Oct 15 2006.

DE MUNCK, J. et al. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. **Eur J Oral Sci**, v. 110, n. 4, p. 322-9, Aug 2002.

DE MUNCK, J. et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. **J Dent Res**, v. 82, n. 2, p. 136-40, Feb 2003.

DE MUNCK, J. et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. **Dent Mater**, v. 21, n. 11, p. 999-1007, Nov 2005.

DE MUNCK, J. et al. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. **Oper Dent**, v. 31, n. 4, p. 456-65, Jul-Aug 2006.

DE MUNCK, J. et al. Inhibition of enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces. **J Dent Res**, v. 88, n. 12, p. 1101-6, Dec 2009.

DE OLIVEIRA, M. T. et al. Analysis of the interfacial micromorphology and bond strength of adhesive systems to Er:YAG laser-irradiated dentin. **Lasers Med Sci**, v. 28, n. 4, p. 1069-76, Jul 2013.

DEROUEN, T. A. et al. Neurobehavioral effects of dental amalgam in children: a randomized clinical trial. **Jama**, v. 295, n. 15, p. 1784-92, Apr 19 2006.

DOSTALOVA, T. et al. Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. **J Clin Laser Med Surg**, v. 16, n. 5, p. 273-82, Oct 1998.

DUNN, W. J.; DAVIS, J. T.; BUSH, A. C. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. **Dent Mater**, v. 21, n. 7, p. 616-24, Jul 2005.

EINSTEIN, A. **Zur Quantum Theorie Der Stralung**. Verk Deutsch Phys Ges, 1916.

EL-ASKARY, F. S.; NASSIF, M. S.; FAWZY, A. S. Shear bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin: effect of smear layer thickness and different dentin conditioners. **J Adhes Dent**, v. 10, n. 6, p. 471-9, Dec 2008.

ELDARRAT, A. H.; HIGH, A. S.; KALE, G. M. Age-related changes in ac-impedance spectroscopy studies of normal human dentine: further investigations. **J Mater Sci Mater Med**, v. 21, n. 1, p. 45-51, Jan 2010.

ERGUCU, Z. et al. Effect of Er,Cr:YSGG laser on the microtensile bond strength of two different adhesives to the sound and caries-affected dentin. **Oper Dent**, v. 34, n. 4, p. 460-6, Jul-Aug 2009.

ESTEVES-OLIVEIRA, M. et al. Influence of the additional Er:YAG laser conditioning step on the microleakage of class V restorations. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 87, n. 2, p. 538-43, Nov 2008.

FARIAS, D. C.; LOPES, G. C.; BARATIERI, L. N. Two-year clinical performance of a two-step etch-and-rinse adhesive in non-carious cervical lesions: Influence of subject's age and dentin etching time. **Clin Oral Investig**, v. 19, n. 8, p. 1867-74, Nov 2015.

FERRACANE, J. L. Resin composite--state of the art. **Dent Mater**, v. 27, n. 1, p. 29-38, Jan 2011.

FERRARI, M.; DAVIDSON, C. L. In vivo resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems. **J Prosthet Dent**, v. 76, n. 3, p. 250-3, Sep 1996.

FERREIRA, L. S. et al. Effects of Nd:YAG Laser Irradiation on the Hybrid Layer of Different Adhesive Systems. **Journal of Adhesive Dentistry**, v. 11, n. 2, p. 117-125, 2009.

FINGER, W. J.; INOUE, M.; ASMUSSEN, E. Effect of wettability of adhesive resins on bonding to dentin. **Am J Dent**, v. 7, n. 1, p. 35-8, Feb 1994.

FLURY, S. et al. Micromorphology and adhesive performance of Er:YAG laser-treated dentin of primary teeth. **Lasers Med Sci**, v. 27, n. 3, p. 529-35, May 2012.

FRANKENBERGER, R. et al. The use of flowable composites as filled adhesives. **Dent Mater**, v. 18, n. 3, p. 227-38, May 2002.

FRANKE, M. et al. Influence of Nd : YAG laser irradiation on an adhesive restorative procedure. **Operative Dentistry**, v. 31, n. 5, p. 604-609, Sep-Oct 2006.

GARCIA, F. C. P. et al. Testes mecânica para avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev Fac Odontol Bauru**, v. 10, n. 3, p. 118-27, 2002.

GHIGGI, P. C. et al. Effect of the Nd:YAG and the Er:YAG laser on the adhesive-dentin interface: a scanning electron microscopy study. **Photomed Laser Surg**, v. 28, n. 2, p. 195-200, Apr 2010.

GWINNETT, A. J.; KANCA, J. A., 3RD. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. **Am J Dent**, v. 5, n. 2, p. 73-7, Apr 1992.

GWINNETT, A. J. et al. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. **Am J Dent**, v. 9, n. 4, p. 140-4, Aug 1996.

GONCALVES, S. E. D.; DE ARAUJO, M. A. M.; DEMIAO, A. J. Dentin bond strength: Influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v. 17, n. 2, p. 77-85, Apr 1999.

GUTKNECHT, N. **A odontologia e o laser - Atuação do laser na Especialidade Odontológica**. 1ª ed. São Paulo, 2004.

HARNIRATTISAI, C. et al. Interfacial morphology of an adhesive composite resin and etched caries-affected dentin. **Oper Dent**, v. 17, n. 6, p. 222-8, Nov-Dec 1992.

HASHIMOTO, M. et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. **J Dent Res**, v. 79, n. 6, p. 1385-91, Jun 2000.

HASHIMOTO, M. et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. **J Biomed Mater Res**, v. 63, n. 3, p. 306-11, 2002.

HASHIMOTO, M. et al. SEM and TEM analysis of water degradation of human dentinal collagen. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 66, n. 1, p. 287-98, Jul 15 2003.

HEBLING, J. et al. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. **J Dent Res**, v. 84, n. 8, p. 741-6, Aug 2005.

HEYMANN, H. O.; BAYNE, S. C. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. **J Am Dent Assoc**, v. 124, n. 5, p. 26-36, May 1993.

HOSAKA, K. et al. Relationship between mechanical properties of one-step self-etch adhesives and water sorption. **Dent Mater**, v. 26, n. 4, p. 360-7, Apr 2010.

INOUE, G. et al. The acid-base resistant zone in three dentin bonding systems. **Dent Mater J**, v. 28, n. 6, p. 717-21, Nov 2009.

ITO, S. et al. Water content and apparent stiffness of non-caries versus caries-affected human dentin. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 72, n. 1, p. 109-16, Jan 15 2005. 1552-4973.

JABERI ANSARI, Z. et al. 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**, v. 27, n. 4, p. 761-5, Jul 2012.

JACOBSEN, T.; SODERHOLM, K. J. Some effects of water on dentin bonding. **Dent Mater**, v. 11, n. 2, p. 132-6, Mar 1995.

JACOBSEN, T.; SODERHOLM, K. J. Effect of primer solvent, primer agitation, and dentin dryness on shear bond strength to dentin. **Am J Dent**, v. 11, n. 5, p. 225-8, Oct 1998.

JACQUES, P.; HEBLING, J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. **Dent Mater**, v. 21, n. 2, p. 103-9, Feb 2005.

KATO, G.; NAKABAYASHI, N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. **Dent Mater**, v. 14, n. 5, p. 347-52, Sep 1998.

KELLER, U.; HIBST, R.; STEINER, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG on dental hard substances. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 8, n. 2, p. 145-145, 1988.

KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG on dental hard substances. Light Microscopic and SEM investigations. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 9, n. 4, p. 345-351, 1989.

KOLINIOTOU-KOUMPIA, E. et al. Bonding of adhesives to Er:YAG laser-treated dentin. **Eur J Dent**, v. 6, n. 1, p. 16-23, Jan 2012.

KWONG, S. M. et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. **Dent Mater**, v. 18, n. 5, p. 359-69, Jul 2002.

LEE, B. S. et al. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. **Dent Mater**, v. 23, n. 5, p. 570-8, May 2007.

LEONETTI EDOS, S. et al. Effects of Er:YAG laser irradiation on the microtensile bond strength to bleached enamel. **Photomed Laser Surg**, v. 29, n. 8, p. 551-8, Aug 2011.

LIN, C. P. et al. Phase, compositional, and morphological changes of human dentin after Nd:YAG laser treatment. **J Endod**, v. 27, n. 6, p. 389-93, Jun 2001.

LIU, H. C.; LIN, C. P.; LAN, W. H. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. **J Endod**, v. 23, n. 11, p. 691-3, Nov 1997.

LOPES, G. C. et al. Dentin bond strengths of simplified adhesives: effect of dentin depth. **Compend Contin Educ Dent**, v. 27, n. 6, p. 340-5; quiz 346, Jun 2006.

MAENOSONO, R. M. et al. Diode laser irradiation increases microtensile bond strength of dentin. **Braz Oral Res**, v. 29, p. 1-5, 2015.

MAIOR, J. R. et al. The importance of dentin collagen fibrils on the marginal sealing of adhesive restorations. **Oper Dent**, v. 32, n. 3, p. 261-5, May-Jun 2007.

MAKKAR, S. et al. Effect of desensitizing treatments on bond strength of resin composites to dentin - an in vitro study. **J Conserv Dent**, v. 17, n. 5, p. 458-61, Sep 2014.

MALACARNE-ZANON, J. et al. Effects of ethanol addition on the water sorption/solubility and percent conversion of comonomers in model dental adhesives. **Dent Mater**, v. 25, n. 10, p. 1275-84, Oct 2009.

MALTA, D. et al. Bond strength of an adhesive system irradiated with Nd : YAG laser in dentin treated with Er : YAG laser. **Laser Physics Letters**, v. 5, n. 2, p. 144-150, Feb 2008.

MANHAES, L. et al. Influence of Er:YAG laser surface treatment and primer application methods on microtensile bond strength self-etching systems. **Photomed Laser Surg**, v. 23, n. 3, p. 304-12, Jun 2005.

MARIMOTO, A. K. et al. Influence of Nd:YAG laser on the bond strength of self-etching and conventional adhesive systems to dental hard tissues. **Oper Dent**, v. 38, n. 4, p. 447-55, Jul-Aug 2013.

MARQUES, M. S. et al. Effect of the C-factor and dentin preparation method in the bond strength of a mild self-etch adhesive. **Oper Dent**, v. 34, n. 4, p. 452-9, Jul-Aug 2009.

MARTINEZ-INSUA, A. et al. Differences in bonding to acid-etched or Er : YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 84, n. 3, p. 280-288, Sep 2000.

MATOS, A. B. et al. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. **J Clin Laser Med Surg**, v. 17, n. 4, p. 165-9, 1999.

MATOS, A. B. et al. Nd : YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v. 18, n. 5, p. 253-257, Oct 2000.

MILIA, E. et al. TEM morphological characterization of a one-step self-etching system applied clinically to human caries-affected dentin and deep sound dentin. **Am J Dent**, v. 25, n. 6, p. 321-6, Dec 2012.

MINE, A. et al. Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. **Dent Mater**, v. 30, n. 10, p. 1147-53, Oct 2014.

MIYAZAKI, M. et al. Analysis of the enamel/adhesive resin interface with laser Raman microscopy. **Oper Dent**, v. 28, n. 2, p. 136-42, Mar-Apr 2003.

MJOR, I. A. The location of clinically diagnosed secondary caries. **Quintessence Int**, v. 29, n. 5, p. 313-7, May 1998.

MJOR, I. A.; DAHL, J. E.; MOORHEAD, J. E. Age of restorations at replacement in permanent teeth in general dental practice. **Acta Odontol Scand**, v. 58, n. 3, p. 97-101, Jun 2000.

MJOR, I. A.; MOORHEAD, J. E.; DAHL, J. E. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. **Int Dent J**, v. 50, n. 6, p. 361-6, Dec 2000.

MOLDES, V. L. et al. In vitro microleakage of composite restorations prepared by Er:YAG/Er,Cr:YSGG lasers and conventional drills associated with two adhesive systems. **J Adhes Dent**, v. 11, n. 3, p. 221-9, Jun 2009.

MONTOYA, C. et al. Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. **Arch Oral Biol**, v. 60, n. 12, p. 1811-20, Dec 2015.

MORSE, D. R. et al. A review of aging of dental components and a retrospective radiographic study of aging of the dental pulp and dentin in normal teeth. **Quintessence Int**, v. 22, n. 9, p. 711-20, Sep 1991.

MURRAY, P. E. et al. Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. **Crit Rev Oral Biol Med**, v. 13, n. 6, p. 509-20, 2002.

NAKABAYASHI, N.; SAIMI, Y. Bonding to intact dentin. **J Dent Res**, v. 75, n. 9, p. 1706-15, Sep 1996.

NAKAJIMA, M. et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. **J Dent Res**, v. 74, n. 10, p. 1679-88, Oct 1995.

NEVES ADE, A. et al. Micro-tensile bond strength and interfacial characterization of an adhesive bonded to dentin prepared by contemporary caries-excitation techniques. **Dent Mater**, v. 27, n. 6, p. 552-62, Jun 2011.

NISHITANI, Y. et al. Tensile strength of mineralized/demineralized human normal and carious dentin. **J Dent Res**, v. 84, n. 11, p. 1075-8, Nov 2005.

NUNES, T. G. et al. Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. **Biomaterials**, v. 26, n. 14, p. 1809-17, May 2005.

ODA, M.; OLIVEIRA, D. C.; LIBERTI, E. A. [Morphologic evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: comparative study using scanning microscopy]. **Pesqui Odontol Bras**, v. 15, n. 4, p. 283-9, Oct-Dec 2001.

OLIVEIRA, D. C. et al. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. **Photomed Laser Surg**, v. 23, n. 2, p. 219-24, Apr 2005.

OPDAM, N. J. et al. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. **J Dent Res**, v. 93, n. 10, p. 943-9, Oct 2014.

OSORIO, R. et al. Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class V resin composite restorations. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 66, n. 1, p. 399-409, Jul 2003.

OSORIO, R. et al. Polymer nanocarriers for dentin adhesion. **J Dent Res**, v. 93, n. 12, p. 1258-63, Dec 2014.

PALLESEN, U. et al. Longevity of posterior resin composite restorations in permanent teeth in Public Dental Health Service: a prospective 8 years follow up. **J Dent**, v. 41, n. 4, p. 297-306, Apr 2013.

PARKER, S. Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production. **Br Dent J**, v. 202, n. 1, p. 21-31, Jan 13 2007.

PASHLEY, D. H. Dentin: a dynamic substrate--a review. **Scanning Microsc**, v. 3, n. 1, p. 161-74; discussion 174-6, Mar 1989.

PASHLEY, D. H. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent Mater**, v. 11, n. 2, p. 117-25, Mar 1995.

PASHLEY, E. L. et al. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. **Dent Mater**, v. 14, n. 1, p. 6-10, Jan 1998.

PASHLEY, D. H. et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. **J Dent Res**, v. 83, n. 3, p. 216-21, Mar 2004.

PASHLEY, D. H.; TAY, F. R.; IMAZATO, S. How to increase the durability of resin-dentin bonds. **Compend Contin Educ Dent**, v. 32, n. 7, p. 60-4, 66, Sep 2011.

PAUL, S. J. et al. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. **J Dent**, v. 27, n. 3, p. 209-14, Mar 1999.

PERDIGAO, J. et al. Six-month clinical evaluation of two dentin adhesives applied on dry vs moist dentin. **J Adhes Dent**, v. 3, n. 4, p. 343-52, Winter 2001.

PERDIGAO, J.; FRANKENBERGER, R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. **Quintessence Int**, v. 32, n. 5, p. 385-90, May 2001.

PEREIRA, P. N. et al. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. **Dent Mater**, v. 15, n. 1, p. 46-53, Jan 1999.

PEUMANS, M. et al. Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. **Dent Mater**, v. 30, n. 10, p. 1089-103, Oct 2014.

PINHEIRO, A. L. B.; BRUGNERA JÚNIOR, A.; ZANIN, F. A. A. **Aplicação do Laser na Odontologia**. 2010. 428.

PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. **J Dent**, v. 27, n. 4, p. 265-74, May 1999.

PONGPRUEKSA, P.; SENAWONGSE, P.; VONGPHAN, N. Effect of dentinal tubule orientation on the modulus of elasticity of resin-infiltrated demineralized dentin. **Dent Mater J**, v. 33, n. 1, p. 54-8, 2014.

PRATI, C. et al. Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. **J Dent**, v. 23, n. 4, p. 217-26, Aug 1995.

PRATI, C. et al. Permeability of marginal hybrid layers in composite restorations. **Clin Oral Investig**, v. 9, n. 1, p. 1-7, Mar 2005.

RAMOS, T. M. et al. Microtensile bond strength analysis of adhesive systems to Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-treated dentin. **Lasers Med Sci**, v. 29, n. 2, p. 565-73, Mar 2014.

REIS, A. et al. **Sistemas adesivos atuais**. J Bras Clin Odontol Int. 5: 455-66 p. 2001.

RIBEIRO, C. F. et al. Marginal leakage in class V cavities pretreated with different laser energy densities. **Photomed Laser Surg**, v. 23, n. 3, p. 313-6, Jun 2005.

RIBEIRO, C. F. et al. Dentin bond strength: influence of Er:YAG and Nd:YAG lasers. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 33, n. 3, p. 373-7, May-Jun 2013.

RIZZANTE, F. A. et al. In Vitro Evaluation of Dentin Hydraulic Conductance After 980 Nm Diode Laser Irradiation. **J Periodontol**, p. 1-11, Dec 8 2015.

SANO, H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent Mater**, v. 10, n. 4, p. 236-40, Jul 1994.

SANO, H. et al. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. **Oper Dent**, v. 20, n. 1, p. 18-25, Jan-Feb 1995.

SANO, H. et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. **J Dent Res**, v. 78, n. 4, p. 906-11, Apr 1999.

SARTORI, N. et al. Permeation of intrinsic water into ethanol- and water-saturated, monomer infiltrated dentin bond interfaces. **Dent Mater**, v. 31, n. 11, p. 1385-95, Nov 2015.

SANTOS, D. M., JR. et al. In vitro assessment of the acid resistance of demineralized enamel irradiated with Er, Cr:YSGG and Nd:YAG lasers. **Pediatr Dent**, v. 36, n. 7, p. 137-42, Nov-Dec 2014.

SATO, M.; MIYAZAKI, M. Comparison of depth of dentin etching and resin infiltration with single-step adhesive systems. **J Dent**, v. 33, n. 6, p. 475-84, Jul 2005.

SHABZENEDAR, M. et al. Permeability evaluation after decay removal in primary teeth with current caries-excavation techniques. **J Contemp Dent Pract**, v. 12, n. 6, p. 441-6, Nov-Dec 2011.

SHIRANI, F. et al. Shear bond strength of resin composite bonded with two adhesives: Influence of Er: YAG laser irradiation distance. **Dent Res J (Isfahan)**, v. 11, n. 6, p. 689-94, Nov 2014.

SHONO, Y. et al. Durability of resin-dentin bonds. **J Adhes Dent**, v. 1, n. 3, p. 211-8, Autumn 1999.

SIMECEK, J. W.; DIEFENDERFER, K. E.; COHEN, M. E. An evaluation of replacement rates for posterior resin-based composite and amalgam restorations in U.S. Navy and marine corps recruits. **J Am Dent Assoc**, v. 140, n. 2, p. 200-9; quiz 249, Feb 2009.

SOGNNAES, R. F.; STERN, R. H. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. **J South Calif Dent Assoc**, v. 33, n. 8, p. 328-9, Aug 1965.

SILVA, T. M. et al. Influence of Nd:YAG laser on intrapulpal temperature and bond strength of human dentin under simulated pulpal pressure. **Lasers Med Sci**, v. 31, n. 1, p. 49-56, Jan 2016.

SONCINI, J. A. et al. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth: findings From the New England Children's Amalgam Trial. **J Am Dent Assoc**, v. 138, n. 6, p. 763-72, Jun 2007.

SOUZA-ZARONI, W. C. et al. Adhesion of a self-etching system to dental substrate prepared by Er : YAG laser or air abrasion. **Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials**, v. 86B, n. 2, p. 321-329, Aug 2008.

SPENCER, P. et al. Adhesive/Dentin interface: the weak link in the composite restoration. **Ann Biomed Eng**, v. 38, n. 6, p. 1989-2003, Jun 2010.

STANLEY, H. R. et al. The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. **J Oral Pathol**, v. 12, n. 4, p. 257-89, Aug 1983.

STERN, R. H.; SOGNAES, R. F. Laser beam effect on dental hard tissues. **Journal of Dental Research**, v. 43, n. 5SP, p. 873-&, 1964.

TACHIBANA, A. et al. Erbium, chromium : yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. **Lasers in Medical Science**, v. 23, n. 4, p. 435-441, Oct 2008.

TAY, F. R. et al. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. **J Adhes Dent**, v. 2, n. 2, p. 99-116, Summer 2000.

TAY, F. R.; GWINNETT, A. J.; WEI, S. H. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. **Am J Dent**, v. 9, n. 3, p. 109-14, Jun 1996a.

TAY, F. R.; GWINNETT, J. A.; WEI, S. H. Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. **J Dent**, v. 26, n. 2, p. 147-56, Mar 1998.

TAY, F. R.; GWINNETT, J. A.; WEI, S. H. Nanoleakage types and potential implications: evidence from unfilled and filled adhesives with the same resin composition. **Am J Dent**, v. 17, n. 3, p. 182-90, Jun 2004.

TEN CATE, A. R. **Oral histology: development, structure and function**. 4^a ed. St. Louis: The C.V. Mosby Company: 1994.

TJADERHANE, L. et al. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. **Dent Mater**, v. 29, n. 1, p. 116-35, Jan 2013.

TORNEY, D. L.; DENEHY, G. E.; TEIXEIRA, L. C. The acid-etch class III composite resin restoration. **J Prosthet Dent**, v. 38, n. 6, p. 623-6, Dec 1977.

TORRES, C. P. et al. Shear bond strength of self-etching and total-etch adhesive systems to Er:YAG laser-irradiated primary dentin. **J Dent Child (Chic)**, v. 76, n. 1, p. 67-73, Jan-Apr 2009.

UNO, S.; ASMUSSEN, E. Selected variables in bonding to dentin. **Scand J Dent Res**, v. 100, n. 2, p. 130-2, Apr 1992.

VALE, M. R. et al. Preheating impact on the degree of conversion and water sorption/solubility of selected single-bottle adhesive systems. **Oper Dent**, v. 39, n. 6, p. 637-43, Nov-Dec 2014.

VAN MEERBEEK, B. et al. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. **Oper Dent**, v. Suppl 5, p. 111-24, 1992.

VAN MEERBEEK, B. et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. **J Dent Res**, v. 77, n. 1, p. 50-9, Jan 1998.

VAN MEERBEEK, B. et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. **Dent Mater**, v. 26, n. 2, p. e100-21, Feb 2010.

VAN NOORT, R. et al. A critique of bond strength measurements. **J Dent**, v. 17, n. 2, p. 61-7, Apr 1989.

VISURI, S. R.; WALSH, J. T., JR.; WIGDOR, H. A. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. **Lasers Surg Med**, v. 18, n. 3, p. 294-300, 1996.

WANDERLEY, R. L. et al. Shear bond strength to enamel of primary teeth irradiated with varying Er : YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology: An in vitro study. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 23, n. 3, p. 260-267, Jun 2005.

WANG, Y. et al. Effect of solvent content on resin hybridization in wet dentin bonding. **J Biomed Mater Res A**, v. 82, n. 4, p. 975-83, Sep 15 2007.

XIE, B. et al. [Studies on bonding interfaces of two dentin adhesives by scanning electron microscopy]. **Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban**, v. 34, n. 2, p. 270-3, Apr 2003.

YAMAN, B. C. et al. Effect of the erbium:yttrium-aluminum-garnet laser or diamond bur cavity preparation on the marginal microleakage of class V cavities restored with different adhesives and composite systems. **Lasers Med Sci**, v. 27, n. 4, p. 785-94, Jul 2012.

YOSHIKAWA, T. et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. **J Dent Res**, v. 78, n. 4, p. 898-905, Apr 1999.

YOSHIYAMA, M. et al. Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. **Am J Dent**, v. 8, n. 6, p. 297-302, Dec 1995.

ZOU, Y.; ARMSTRONG, S. R.; JESSOP, J. L. Quantitative analysis of adhesive resin in the hybrid layer using Raman spectroscopy. **J Biomed Mater Res A**, v. 94, n. 1, p. 288-97, Jul 2010.

APÊNDICES

Tabela 1: Estatística descritiva por Potência e Energia por pulso e teste de Kolmogorov-Smirnov para normalidade

P	Ep	N	Média	Desv. Padrão	Mín.	Máx.	Percentis			p- valor
							1º Quartil	Mediana	3º Quartil	
Controle		19	34,60	10,76	20,01	61,48	28,30	31,12	41,16	0,41
0,5W	0,05J	20	19,62	8,65	4,71	34,15	12,65	19,82	26,73	0,99
0,5W	0,08J	20	27,56	9,20	11,48	44,18	18,58	29,83	32,85	0,78
0,5W	0,1J	20	30,34	7,92	15,05	43,62	25,59	29,79	37,59	0,99
0,8W	0,05J	20	23,31	5,96	10,20	30,83	18,14	24,63	28,52	0,90
0,8W	0,08J	18	20,93	7,46	5,76	33,17	14,99	20,56	26,01	0,76
0,8W	0,1J	19	24,67	8,59	8,55	41,09	19,64	25,47	31,60	0,98
1W	0,05J	20	23,61	7,04	8,75	37,08	20,22	22,12	26,78	0,90
1W	0,08J	20	25,94	6,82	10,38	40,89	21,33	25,57	31,19	0,73
1W	0,1J	20	21,48	3,59	14,07	28,06	19,72	21,31	23,65	0,98

Tabela 2: Comparação das tensões médias entre os grupos pelo ANOVA

Grupo	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	Mín	Máx	p-valor ANOVA
				LI	LS				
0	19	34,60	10,76	29,42	39,79	2,468	20,01	61,48	< 0.001
1	20	19,62	8,65	15,57	23,67	1,935	4,71	34,15	
2	20	27,56	9,20	23,25	31,87	2,059	11,48	44,18	
3	20	30,34	7,92	26,63	34,04	1,772	15,05	43,62	
4	20	23,31	5,96	20,51	26,10	1,333	10,20	30,83	
5	18	20,93	7,46	17,21	24,64	1,759	5,76	33,17	
6	19	24,67	8,59	20,53	28,81	1,971	8,55	41,09	
7	20	23,61	7,04	20,32	26,91	1,575	8,75	37,08	
8	20	25,94	6,82	22,74	29,13	1,525	10,38	40,89	
9	20	21,48	3,59	19,80	23,16	0,803	14,07	28,06	
0	19	34,60	7,92	29,42	39,79	2,468	20,01	61,48	

Legenda: 0 – Grupo controle; 1- 0,5 W/ 0,05 J; 2- 0,5 W/0,08 J; 3- 0,5 W/0,1J; 4- 0,8 W/0,05 J; 5- 0,8 W/ 0,08 J; 6- 0,8 W/ 0,1J; 7- 1 W/0,05 J; 8- 1W/ 0,08 J; 9- 1W/0,1 J.

Tabela 3: Comparação da tensão média entre os grupos pelo ANOVA para P = 0,5 W

Energia por pulso	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	p – valor ANOVA
				LI	LS		
0,05 J	20	19,62	8,65	15,57	23,67	1,935	
0,08 J	20	27,56	9,20	23,25	31,87	2,059	
0,1 J	20	30,34	7,92	26,63	34,04	1,772	

Tabela 4: Comparação da tensão média entre os grupos pelo ANOVA para P = 0,8 W

Energia por pulso	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	p – valor ANOVA
				LI	LS		
0,05 J	20	23,31	5,96	20,51	26,10	1,333	
0,08 J	18	20,93	7,46	17,21	24,64	1,759	
0,1 J	19	24,67	8,59	20,53	28,81	1,971	

Tabela 5: Comparação da tensão média entre os grupos pelo ANOVA para P = 1 W

Energia por pulso	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	p – valor ANOVA
				LI	LS		
0,05 J	20	23,61	7,04	20,32	26,91	1,575	
0,08 J	20	25,94	6,82	22,74	29,13	1,525	
0,1 J	20	21,48	3,59	19,80	23,16	0,803	

Tabela 6: Comparações múltiplas entre os níveis de energia para cada nível de potência

	Energia por pulso	Energia por pulso	Dif Médias	Erro Padrão	p – valor
Bonferroni	0,05 J	0,08 J	-7,941	2,723	0,015
		0,1 J	-1,071	2,723	0,001
	0,08 J	0,05 J	7,941	2,723	0,015
		0,1 J	-2,777	2,723	0,937
	0,1 J	0,05 J	1,071	2,723	0,001
		0,08 J	2,777	2,723	0,937

Tabela 7: Comparação da tensão média entre os grupos pelo ANOVA para a $E_p = 0,05$ J

Potência	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	p – valor ANOVA
				LI	LS		
0,5 W	20	19,62	8,65	15,57	23,67	1,935	0,166
0,8 W	20	23,31	5,96	20,51	26,10	1,333	
1 W	20	23,61	7,04	20,32	26,91	1,575	

Tabela 8: Comparação da tensão média entre os grupos pelo ANOVA para a $E_p = 0,08$ J

Potência	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	p – valor ANOVA
				LI	LS		
0,5 W	20	27,56	9,20	23,25	31,87	2,059	0,035
0,8 W	18	20,93	7,46	17,21	24,64	1,759	
1 W	20	25,94	6,82	22,74	29,13	1,525	

Tabela 9: Comparação da tensão média entre os grupos pelo ANOVA para a $E_p = 0,1$ J

Potência	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	p – valor ANOVA
				LI	LS		
0,5 W	20	30,34	7,92	26,63	34,04	1,772	0,001
0,8 W	19	24,67	8,59	20,53	28,81	1,971	
1 W	20	21,48	3,59	19,80	23,16	0,803	

Tabela 10: Comparações múltiplas entre os níveis de potência para cada nível de energia pelo método de Bonferroni

	Potência	Potência	Dif Médias	Erro Padrão	p - valor
Bonferroni	0,5 W	0,8 W	6,631	2,570	0,038
		1 W	1,621	2,502	1,000
	0,8 W	0,5 W	-6,631	2,570	0,038
		1 W	-5,010	2,570	0,169
	1 W	0,5 W	-1,621	2,502	1,000
		0,8 W	5,010	2,570	0,169

Tabela 11: Comparações múltiplas entre os níveis de potência para cada nível de energia pelo método de Tamhane

	Potência	Potência	Dif Médias	Erro Padrão	p - valor
Tamhane	0,5 W	0,8 W	5,663	2,650	0,114
		1 W	8,858	1,945	0,000
	0,8 W	0,5 W	-5,663	2,650	0,114
		1 W	3,194	2,128	0,378
	1 W	0,5 W	-8,858	1,945	0,000
		0,8 W	-3,194	2,128	0,378

Tabela 12: Comparação entre as Potências

Potência	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	Mín	Máx	p - valor ANOVA
				LI	LS				
0,5 W	60	2584	9,62	23,35	28,32	1,242	4,71	44,18	0,129
0,8 W	57	2301	7,42	21,04	24,98	0,983	5,76	41,09	
1 W	60	2368	6,20	22,07	25,28	0,801	8,75	40,89	

Tabela 13: Comparação entre as Energias por pulso

Energia por pulso	N	Média	Desv. Padrão	IC 95%		Erro Padrão	Mín	Máx	p - valor ANOVA
				LI	LS				
0,05 J	60	22,18	7,41	20,26	24,09	0,956	4,71	37,08	0,049
0,08 J	58	24,94	8,26	22,77	27,11	1,084	5,76	44,18	
0,1 J	59	25,51	7,84	23,46	27,55	1,021	8,55	43,62	

Tabela 14: Comparação múltipla entre os grupos de Energia por pulso através do método de Tamhane

Energia por pulso	Energia por pulso	Dif de Médias	Erro Padrão	p-valor
0,05 J	0,08 J	-2,762	1,446	0,166
	1 J	-3,329	1,399	0,056
0,08 J	0,05 J	2,762	1,446	0,166
	1 J	-0,567	1,490	0,974
1 J	0,05 J	3,329	1,399	0,056
	0,08 J	0,567	1,490	0,974

ANEXOS

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE BAURU-
USP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: "Efeito da densidade de potência e densidade de energia na resistência de união à dentina de sistema adesivo irradiado com LASER de Diodo"

Pesquisador: Adriana Regina Cruz Grando de Góes

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 22955713.1.0000.5417

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 448.014

Data da Relatoria: 30/10/2013

Apresentação do Projeto:

Este estudo é experimental e quantitativo. Serão utilizados duzentos terceiros molares humanos hígidos, distribuídos aleatoriamente em 10 grupos (n=20) com 1 grupo sem irradiação com LASER de Diodo (controle) e 9 grupos (testes) com irradiação. E, após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa será feito um teste piloto para serem estabelecidos os seguintes parâmetros: densidade de potência e densidade de energia. Em todos os grupos será utilizado um sistema adesivo convencional de dois passos (Adper[®] SingleBond, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) que será irradiado com LASER de Diodo (SiroLas[®] - Sirona Dental Systems - Bensheim, Alemanha) com três valores de DP e DE de acordo com seu respectivo grupo. Em seguida, o sistema adesivo será fotoativado e camadas de resina composta serão aplicadas para confecção de espécimes utilizados no teste de microtração. A variável de resposta quantitativa é a resistência de união.

Objetivo da Pesquisa:

Hipóteses:

1) O LASER não influenciará nos valores de resistência de união do sistema adesivo nos grupos irradiados X grupo controle. 2) A variação na densidade de potência, com irradiação do LASER de Diodo, não influenciará os valores de resistência de união do sistema adesivo nos testes de microtração. 3) A variação na densidade de energia, com irradiação do LASER de Diodo, não

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: 448.014

influenciará os valores de resistência de união do sistema adesivo nos testes de microtração.

Objetivo Primário:

avaliar o efeito da variação da densidade de potência e densidade de energia na resistência de união à dentina submetida a um sistema adesivo convencional de dois passos (Adper[®] SingleBond, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) irradiado por LASER de Diodo (SiroLaser - Sirona Dental Systems - Bensheim, Alemanha).

Objetivo Secundário:

avaliar o efeito da variação da densidade de potência e densidade de energia na resistência de união à dentina submetida a um sistema adesivo convencional de dois passos (Adper[®] SingleBond, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) irradiado por LASER de Diodo (SiroLaser - Sirona Dental Systems - Bensheim, Alemanha).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:**Metodologia Proposta:**

O presente estudo apresentará 2 fatores de variação: densidade de potência e densidade de energia ambos em 3 níveis. A variável de resposta quantitativa será a resistência de união à dentina em Mpa por meio de teste de microtração. O experimento terá uma amostra de 200 dentes divididos aleatoriamente em 9 grupos testes e 1 grupo controle sem irradiação com LASER de Diodo. Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa será feito um teste piloto para serem estabelecidos os seguintes parâmetros: densidade de potência e densidade de energia. Em todos os grupos será utilizado um sistema adesivo convencional de dois passos (Adper[®] SingleBond, 3M ESPE, St Paul, MN, EUA) que será irradiado com LASER de Diodo (SiroLaser - Sirona Dental Systems - Bensheim, Alemanha) com três valores de DP e DE de acordo com seu respectivo grupo. Em seguida, o sistema adesivo será fotoativado e camadas de resina composta serão aplicadas para confecção de espécimes utilizados no teste de microtração.

Riscos:

Nenhum risco uma vez que a pesquisa será feita em dentes doados ao pesquisador.

Benefícios:

Protocolo clínico aplicável ao atendimento odontológico.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem escrito e claro, os documentos estão em ordem.

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: 448.914

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Não necessita TCLE, os termos de doação de dentes, e os demais documentos como aquiescência da Clínica de Cirurgia e Urgência, constam nos documentos em anexo.

Recomendações:**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Nenhuma.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Esse projeto foi considerado APROVADO na reunião ordinária do CEP de 30.10.2013. 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 mudanças que sejam significativas deverão ser previamente comunicadas a este CEP sob risco de não aprovação do relatório final. Quando da apresentação deste, deverão ser incluídos todos os TCLEs e/ou termos de doação assinados e rubricados.

BAURU, 06 de Novembro de 2013

Assinador por:
Izabel Regina Fischer Rubira Bullen
(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

**Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru**

**Departamento de Estomatologia
Disciplina de Cirurgia**

AUTORIZAÇÃO

Eu, Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior, responsável pela Disciplina de Cirurgia, autorizo Adriana Regina Cruz Grando de Góes, aluna de mestrado em Dentística do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Odontológicos, a frequentar a clínica de Cirurgia para coletar 100 terceiros molares, com assinatura do termo de doação de dentes (anexo), a serem extraídos pelos alunos da clínica de Cirurgia, após aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa desta Faculdade. Os dentes serão utilizados no projeto de pesquisa intitulado "Efeito da densidade de potência e densidade de energia na resistência de união à dentina de sistema adesivo irradiado com LASER de Diodo" sob orientação do Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama.

Ressalta-se que os dentes serão extraídos por indicação terapêutica, cujos históricos fazem parte dos prontuários dos pacientes de quem se originam, arquivados nesta disciplina.

Bauru, 09 de outubro de 2013.

Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior
Responsável pela Clínica de Cirurgia

Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama
Orientador

Profª Drª Izabel Regina Fischer Rubira de Bullen

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa-FOB-USP

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-101 – C.P. 73
e-mail: luciana_@fob.usp.br – Fone/FAX (0xx14) 3235-8258
<http://www.fob.usp.br>

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru
Serviço de Urgência Odontológica-FOB-USP

AUTORIZAÇÃO

Eu, Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior, responsável pelo Serviço de Urgência Odontológica da Faculdade de Odontologia de Bauru-Universidade de São Paulo, autorizo Adriana Regina Cruz Grando de Góes, aluna de mestrado em Dentística do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Odontológicos, a frequentar o Serviço de Urgência para a coleta de 40 terceiros molares, com assinatura do termo de doação de dentes (anexo), a serem extraídos neste serviço, após aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa desta Faculdade. Os dentes serão utilizados no projeto de pesquisa intitulado "Efeito da densidade de potência e densidade de energia na resistência de união à dentina de sistema adesivo irradiado com LASER de Diodo" sob orientação do Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama.

Ressalta-se que os dentes serão extraídos por indicação terapêutica, cujos históricos fazem parte dos prontuários dos pacientes de quem se originam, arquivados neste serviço.

Bauru, 09 de outubro de 2013.

Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior
Responsável pelo Serviço de Urgência

Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama
Orientador

Profª Drª Izabel Regina Fischer Rubira de Bullen

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa-FOB-USP

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-101 – C.P. 73
e-mail: luciana@fob.usp.br – Fone/FAX (0xx14) 3235-8258
<http://www.fob.usp.br>

TERMO DE DOAÇÃO DE DENTES**Identificação do Doador:**

Nome (Legível): _____
Data de Nascimento: ____/____/____ Local de Nascimento: _____
UF: _____
RG nº: _____ CPF nº: _____
Endereço (Rua ou Avenida nº e
complemento): _____
Cidade: _____ UF: _____ CEP: _____
Telefones para contato: _____

DECLARAÇÃO

Declaro ter sido esclarecido sobre quais os motivos que levaram a necessidade de remoção do(s) _____ terceiros molares e, concordo que os mesmos sejam utilizados na pesquisa intitulada "Efeito da densidade de potência e densidade de energia na resistência de união à dentina de sistema adesivo irradiado com LASER de Diodo". Fui ainda esclarecido pelo pesquisador que minha identidade não será divulgada por qualquer meio e que o material recolhido será utilizado unicamente para a realização da presente pesquisa.

Bauru,.....de.....de 201....

Assinatura

CIRURGIÕES DENTISTAS

Dr. MASSARU NARIMATSU
Clínica Geral e Implante
CRDOP 17188

Dr. PRISCILA R. LEMES NARIMATSU
Clínica Geral
CRDOP 18585

Dr. MAYARA H. NARIMATSU
Dentística e Clínica Geral
CRDOP 49636

TERMO DE DOAÇÃO DE DENTES HUMANOS POR CIRURGIÕES-DENTISTAS

Eu, Mayara Hana Narimatsu, Cirurgião(a)-dentista, inscrito no CRO sob o número - 99636, com consultório situado à Rua Treze de Maio 8-58, no bairro Centro, na cidade de Bauru, UF SP, CEP 17015-270, telefone 14-32273355, doarei 60 dentes extraídos e coletados neste consultório, para a execução do projeto de pesquisa "Efeito da densidade de potência e densidade de energia na resistência de união à dentina de sistema adesivo irradiado com LASER de Diodo" de autoria de Adriana Regina Cruz Grando de Góes e, sob a orientação do Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama. Declaro que estes dentes foram extraídos por indicação terapêutica, cujos históricos fazem parte dos prontuários dos pacientes de quem se originam, arquivados sob minha responsabilidade. Estou ciente de que o material recolhido será utilizado pelos referidos pesquisadores unicamente para a realização da presente pesquisa, após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru-Universidade de São Paulo-FOB-USP.

Bauru, 09 de outubro de 2013:

Dra. Mayara H. Narimatsu
CRDOP - 99636
Tel.: (14) 3227-3355
Cirurgião(a) - Dentista

Consultório: Rua 13 de Maio, 8-58 - Centro - Fone: (14) 3227-3355
CEP 17015-270 - Bauru - SP