RODRIGO TEIXEIRA MACRI

LASER DE CO₂ COMO AUXILIAR NA REMOÇÃO DE BRÁQUETES ESTÉTICOS CERÂMICOS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Programa: Odontopediatria

Área de Concentração: Odontopediatria

Orientadora: Profa. Dra. Mirian Aiko Nakane Matsumoto

Ribeirão Preto
2012

AUTORIZAÇÃO PARA REPRODUÇÃO

Autorizo a reprodução e/ou divulgação total ou parcial da presente obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

Macri, Rodrigo Teixeira

Laser de CO₂ como auxiliar na remoção de bráquetes estéticos cerâmicos. Ribeirão Preto, 2012.

61p: il.; 30cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto / USP - Programa: Odontopediatria

Orientadora: Matsumoto, Mirian Aiko Nakane

1. Descolagem; 2.braquetes ortodônticos cerâmicos; 3.lasers de CO₂.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Macri, R T. **Laser de co₂ como auxiliar na remoção de bráquetes estéticos cerâmicos** Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Data da defesa: __/__/

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Julgamento _____ Assinatura _____

Prof. Dr. _____

Julgamento _____ Assinatura _____

RODRIGO TEIXEIRA MACRI

DADOS CURRICULARES

NASCIMENTO	25 de janeiro de 1971 em São Bernardo do Campo
FILIAÇÃO	Aparecido Macri Regina Maria Vieira Teixeira Macri
1998-1991	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo FORP/USP
1995-1998	Especialização em Ortodontia e Ortopedia-Facial na Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina
2000-2002	Mestrado Profissionalizante em Lasers em Odontologia no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
2005-2006	Lato senso em Gestão de Marketing pela Faculdade de Administração de Empresas de Catanduva das Faculdades Integradas Padre Albino

DEDICATÓRIA

À minha esposa Miqueli,

Ao meu filho Arthur e

Ao meu filho Augusto

Entenderam a minha ausência e abdicaram de alguns de seus próprios sonhos por este objetivo.

Sei que sentem orgulho por eu ter chegado ao fim de mais uma etapa. Sinto o mesmo por vocês, pois chegamos juntos.

Agradecimentos Especiais

*À orientadora **Profa. Dra. Mirian Aiko Nakane Matsumoto***

Por não medir esforços em orientar-me com sua total disponibilidade;

Por servir de inspiração e referência em ética e competência;

Pelo apoio técnico, profissional; e, principalmente,

Por estar ao meu lado no momento mais difícil.

*À **Profa. Dra. Maria Cristina Borsatto***

Pela orientação e suporte irrestritos, extensivo a toda equipe da qual é líder;

Pelo acompanhamento incansável de todo o experimento;

Pela paciência com minha inexperiência.

*Ao **Prof. Dr. Fábio Lourenço Romano***

Por estar atento a todos os detalhes;

Pela dedicação e disponibilidade;

Pela sinceridade.

Aos meus eternos mestres:

"Ajuda teus semelhantes a levantar sua carga, porém não a levá-la." (Pitágoras)

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo na pessoa de seu atual Diretor o Prof. Dr. Osvaldo Luís Bezzon, por manter a tradição deste estabelecimento de ensino e pesquisa em altíssima qualidade.

À Comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo nas pessoas de seu presidente Prof. Dr. Arthur Belém Novaes Júnior e sua Vice-Presidente Profa. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva, por toda organização e administração, viabilizando o desenvolvimento pessoal e científico.

Ao Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social, na pessoa de seu chefe Prof. Dr. Paulo Néelson Filho pela disponibilização deste programa de pós-graduação que tanto enriquece o aprimoramento científico e intelectual de tantos acadêmicos e profissionais da Odontologia.

Aos pesquisadores do Centro de Estudos – Pacientes Especiais, Dr. Rodrigo Gallo e Dra. Alessandra Marques Corrêa Afonso assim como às colegas doutorandas Marta Giamatei Contente e Cíntia Guimarães de Almeida, por terem me recebido em seu ambiente de trabalho e não terem medido esforços para me atenderem quando precisei.

Ao Prof. Dr. Luciano Bachmann e ao doutorando Fabrício Augusto de Lima, do Departamento de Física Médica da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, que compartilharam seu conhecimento e experiência na orientação e acompanhamento dos experimentos, principalmente na operação dos termopares.

Ao Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo na pessoa da Profa. Dra. Maria Cristina Borsatto, bem como a todos aqueles

que permitiram que seus dentes fossem doados a este banco para o engrandecimento da Ciência Odontológica.

Aos professores que ministraram disciplinas neste programa, nas pessoas de Alexandra Mussolino de Queiroz, Kranya Victoria Díaz Serrano e Raquel Assed Bezerra da Silva por todos os conhecimentos compartilhados.

Aos amigos funcionários que participaram, de alguma forma, na viabilização do curso ou do trabalho de pesquisa, nas pessoas Filomena Leli Placciti, Micheli Cristina Leite Rovanholo e Marco Antonio dos Santos.

Aos meus colegas de trabalho, na pessoa de meu irmão CD.Ms.Dario Teixeira Macri, por terem superado minha ausência com tanta competência e abdicção.

À minha família Miqueli, Arthur e Augusto pela compreensão e apoio.

A Deus, pela força e por colocar em meu convívio pessoas tão especiais.

Aos meus queridos mestres, amigos e colaboradores:

"A verdadeira riqueza de um homem é o bem que ele faz ao seu semelhante."

(Mahatma Gandhi)

Resumo

Macri, R T. Laser de CO₂ como auxiliar na remoção de bráquetes estéticos cerâmicos. [Tese].
Ribeirão Preto: FORP – Universidade de São Paulo; 2012

Este estudo avaliou a eficiência do uso do laser de CO₂ com comprimento de onda de 10,6 µm como auxiliar na remoção de bráquetes estéticos cerâmicos. Para este estudo foram utilizados 105 pré-molares inferiores humanos recentemente extraídos, que receberam irradiações com laser de CO₂ antes da descolagem dos bráquetes. Na primeira fase deste estudo, o objetivo foi mensurar e comparar a temperatura no compósito de colagem do bráquete e na câmara pulpar após aplicação do laser de CO₂, para observar a segurança para o esmalte, bem como se a temperatura era suficiente para fragilizar o compósito, facilitando a remoção do bráquete. Nesta etapa foram utilizados 30 pré-molares inferiores recentemente extraídos, sendo que cada um recebeu 4 irradiações com diferentes protocolos de maneira aleatória. Foram testados 12 diferentes protocolos variando o tempo de irradiação (3 e 5s), a duração do pulso (0,01 e 0,03s) e a potência (5, 8 e 10W). Cada protocolo foi utilizado por 10 vezes (n=10), totalizando 120 irradiações. Em todas as irradiações os corpos-de-prova foram imersos em banho térmico com água a 37° C. Foram encontrados 4 protocolos cuja variação da temperatura na polpa foi menor que 5,5° C, portanto compatível com a saúde da polpa. Na segunda etapa do estudo, o objetivo foi avaliar a resistência ao cisalhamento após a aplicação do laser utilizando os protocolos cuja temperatura na polpa não fosse superior a 5,5° C. Setenta e cinco pré-molares inferiores humanos foram divididos em 5 grupos, dos quais um não foi submetido à irradiação, sendo considerado Controle (C). Nos 4 grupos restantes, irradiações foram realizadas como descrito a seguir: Grupo I (potência 5W; tempo de pulso 0,01s; tempo de aplicação 3s), Grupo II (5W; 0,03s e 3s), Grupo III (8W; 0,01s e 3s) e Grupo IV (10W; 0,01s e 3s). Cada grupo foi formado por 15 corpos-de-prova (n=15). Após a descolagem do bráquete foi avaliado o Índice de Remanescente Adesivo (IRA). Após as mensurações e aplicação da Análise de Variância (ANOVA) e do teste de Tukey foi constatado que o único grupo que apresentou diminuição na força de remoção foi o IV (7,33 MPa) em relação ao grupo C (10,81 MPa) sendo assim considerado seguro e eficaz na diminuição da resistência do compósito.

Palavras- Chave: Descolagem; braquetes ortodônticos cerâmicos; lasers de CO₂.

Abstract

Macri, RT. CO₂ laser-assisted debonding for esthetic ceramic brackets. [thesis]. FORP: Universidade de São Paulo; 2012.

This study evaluates the efficacy CO₂ 10,6 µm laser-assisted debonding esthetic ceramic brackets. For this purpose it was used 105 recently extracted lower human premolars that were irradiated with CO₂ laser before debonding. In the first phase, the objectives were to measure and compare the temperature in composite for bracket bonding and at the pulp chamber after CO₂ laser irradiation, to observe the safety for enamel, as well the temperature was enough to softening the composite, making debonding bracket easier. In this part it was used 30 lower premolar recently extracted, and each one received 4 irradiations with different protocols, randomly choose. It was tested 12 different protocols varying time of irradiation (3 and 5s), pulse duration (0,01s e 0,03s) and power (5, 8 and 10W). Each protocol was repeated for 10 times (n=10), resulting 120 irradiations. In every irradiation the teeth tested were immerse in warm water bath at 37° C. It was found 4 protocols with pulp temperature lower than 5,5° C, so this is compatible with pulp health. In the second phase of this study, the objective was to evaluate the shear bond strength after laser irradiation, using the protocols with pulp chamber temperatures lower than 5,5° C. Seventy-five lower human premolars was shared in 5 groups. One group did not receive laser irradiation and considered Control (C) and the other groups the irradiation was made as it follows: Group I (power density 5W; pulse duration 0,01s; irradiation time 3s), Group II (5W; 0,03s, 3s), Group III (8W; 0,01s; 3s) and Group IV (10W; 0,01s; 3s). After results ANOVA and Tukey tests were made. Group IV presented lowering in SBS force (7,33 MPa) when compared with C (10,81MPa). This protocol was founded as a safe and efficient in softening composite layer.

Key words: debonding; ceramic orthodontic brackets; CO₂ laser.

Lista de Abreviaturas

cm	Centímetros
CO ₂	Gás Carbônico
Er:YAG	Érbium Ytrium Aluminium Garnet (laser de)
Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
mm	Milímetros
MPa	Megapascal
Nd:YAG	Neodímio Ytrium Aluminium Garnet (laser de)
S	Segundos
W	Watts
°C	Graus Centígrados
µm	Micrômetros

SUMÁRIO

1. Introdução.....	13
2. Proposição.....	23
3. Material e Métodos.....	25
4. Resultados.....	37
5. Discussão.....	44
6. Conclusões.....	53
Bibliografia.....	55
Anexo.....	60

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Dentro das opções em aparelhos ortodônticos, temos os bráquetes cerâmicos que oferecem alternativa estética a pacientes e profissionais, uma vez que apresentam características muito satisfatórias. Porém, seu comportamento clínico é diferente dos convencionais metálicos. Além do maior atrito com os fios ortodônticos (Maltagliati et al., 2006; Karamouzous et al., 1997; Jena et al., 2007), apresentam maior dificuldade de remoção devido a forte adesão entre a base e o compósito de fixação necessitando maior força para a descolagem, podendo causar fraturas e trincas no esmalte e aumentando o tempo de atendimento ao paciente (Odegaard et al., 1988; Eliades et al., 1994; Karamouzous et al., 1997; Scott-Jr, 1988; Azzeh et al., 2003; Theodorakopoulou et al., 2004; Russel 2005; Jena et al., 2007; Bishara et al., 2008; Kitahara-Céia et al., 2008; Iijima et al., 2010).

Os bráquetes cerâmicos podem ser monocristalinos e policristalinos. Ambos são compostos por óxido de alumínio (Al_2O_3), também chamado alumina, e apresentam características como alta dureza, friabilidade e alta resistência às elevadas temperaturas e degradação química (Scott-Jr, 1988; Karamouzous et al., 1997; Maltagliati et al., 2006; Jena et al., 2007). Os monocristalinos são obtidos a partir da fusão da alumina em altíssima temperatura (2100°C) resultando em um único cristal no qual é esculpido o bráquete. Os policristalinos são obtidos por meio da fusão térmica de pequenos cristais, porém com temperaturas menores. Portanto, possuem características diferentes. Os policristalinos podem conter impurezas incorporadas, conferindo-lhes maior opacidade e coeficiente de deformação maior que os monocristalinos. Assim sendo, têm menor tendência às fraturas, porém, durante a remoção, poderão soltar com mais facilidade de sua base. (Scott-Jr, 1988;

Karamouzous et al., 1997; Maltagliati et al., 2006; Jena et al., 2007). Os bráquetes cerâmicos são 9 vezes mais duros que os metálicos (Jena et al., 2007) e possuem resistência à fratura de 20 a 40 vezes menor que os de aço (Karamouzous et al., 1997). A transmitância da luz é maior nos monocristalinos, podendo ser menos eficiente o processo de polimerização do compósito adesivo nos policristalinos (Eliades et al., 1994).

Existem diferenças no processo de retenção do compósito na área da base do bráquete, que pode ser mecânica, química ou mista. A retenção mecânica é obtida por ranhuras ou por adição de cristais pontiagudos ou esferas de vidro na base do bráquete. Como esses métodos fornecem uma retenção muito forte, foram desenvolvidos bráquetes com camada de policarbonato na base, diminuindo a adesão (Jena et al., 2007). A retenção química é obtida pela adição de uma camada de silano como, por exemplo, o bráquete cerâmico policristalino Fascination Dentaurum (Eliades et al., 1994; Jena et al., 2007). A retenção mista é obtida quando é fornecida por meios mecânicos e químicos concomitantemente (Eliades et al., 1994).

Para que sejam clinicamente aceitáveis, os bráquetes devem estar fixados com força de 5,9 a 7,8 MPa ao esmalte, que é suficiente para suportar as ativações ortodônticas e forças oclusais (Reynolds, 1975). Os bráquetes cerâmicos possuem resistência muito maior à remoção independentemente da sua composição ou tipo de base (Kukiattrakoon et al., 2009). Utilizando-se Transbond XT 3M Unitek, a força de remoção do policristalino Clarity 3M é de 21,67 MPa enquanto do monocristalino InspireOrmco é 20,32 MPa (Theodorakopoulou, et al., 2004). Os policristalinos são mais populares, provavelmente em função de maior facilidade de obtenção e

disponibilidade no mercado (Maltagliati et al., 2006), porém, apresentam maior resistência ao descolamento (Jena et al., 2007).

Os bráquetes metálicos podem se deformar em até 20% enquanto os cerâmicos apenas 1%. Em função dessa característica, os cerâmicos resistem mais à remoção, porém, soltam ou fraturam quando sua elasticidade é excedida (Jena et al., 2007). Portanto, devido à baixa ductibilidade e alto módulo de elasticidade dos cristais de alumina que os compõem, estes bráquetes tornam-se friáveis e susceptíveis a fraturas. Assim sendo, a remoção de bráquetes cerâmicos na clínica ortodôntica é considerado um procedimento de difícil execução, consumindo longo tempo de trabalho e podendo lesar a estrutura do esmalte ou provocar ferimentos no paciente (Karamouzous et al., 1997; Arici et al., 2000, Bishara et al., 2008). Alguns métodos têm sido sugeridos para diminuir estes riscos (Russel, 2005; Jena et al., 2007):

- Alicate How precedido por fragilização com broca (Pithon et al., 2008);
- Remoção com alicates projetados para este fim (Bishara et al., 1994; Bishara et al., 2008);
- Amolecimento do compósito por métodos eletrotérmicos sendo que não há segurança neste procedimento, pois há grande risco de necrose pulpar, devido ao alto grau de aquecimento produzido (Rueggeberg e Lockwood, 1990; Dovgan et al., 1995; Takla et al., 1995; Vargas, 1996; Kearns et al., 1997);
- Utilização de solventes (Larmour et al., 1998); Ultrassom (Boyer et al., 1995);

- Aplicação de lasers como os de CO₂ (Mimura et al., 1995; Rickabaugh et al., 1996; Ma et al., 1997; Obata et al., 1999; Azzeh e Feldon, 2003; Mercadante et al., 2003; Iijima et al., 2010; Ahrari et al., 2011), Nd:YAG (Hayakawa, 2005; Wang, et al., 2009), Tm:YAP (Dostalova et al., 2011), Er:YAG (Nalbantgil et al., 2011), Ytterbim Fiber laser (Sarp e Gulsoy 2010) e Diodo laser (Feldon et al., 2010).

Laser é o acrônimo das palavras em inglês "*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*", que sua tradução para o português é "Amplificação da Luz por Emissão Estimulada". Assim sendo, se referem a um feixe de luz em que a emissão estimulada lhe confere características especiais como pouca divergência, coerência, monocromaticidade e variabilidade de potência. Essas propriedades possibilitam sua utilização e podem padronizar o seu comportamento frente aos diferentes componentes da matéria (Tuner e Hode, 1999).

Cada laser será absorvido de uma maneira pelos diferentes cromóforos (componentes capazes de absorção de luz) e o que determina esta característica é seu comprimento de onda. Os cromóforos encontrados nos tecidos dentais são hidroxiapatita e água contidos no esmalte e dentina, além de proteínas, hemoglobina, oxihemoglobina e água, contidos na polpa. Cada cromóforo apresenta afinidade de absorção dos lasers pelos tecidos, representado por uma curva (Figura1). Pode-se observar que, por exemplo, o laser de CO₂ em seu comprimento de onda de 10,16 µm tem bastante afinidade com água e hidroxiapatita tendo sua maior quantidade de energia absorvida nos primeiros 10 µm de profundidade e, fracamente absorvida pela hemoglobina, oxihemoglobina e proteínas (Tuner e Hode, 1999)

Figura 1. Principais Cromóforos dos tecidos Biológicos. (Maldonado, 2000)

A potência do laser também é importante no processo. Quanto maior a potência, maior a energia aplicada, portanto maior a possibilidade de interação térmica. Nas aplicações clínicas é desejável que a afinidade laser/matéria e a quantidade de energia sejam grandes, o suficiente para que haja uma absorção intensa podendo acontecer uma explosão delimitada, de modo que o tecido que foi danificado seja removido, levando consigo maior parte do calor, havendo assim o processo de ablação. Assim sendo, pouco calor deverá penetrar, evitando danos (Tuner e Hode, 1999).

Entre os fatores a serem considerados, a temperatura de amolecimento do compósito de colagem é de muita importância, pois cada marca comercial necessita

de temperatura diferente para que sua estrutura se fragilize (Rueggeberg e Lockwood, 1990). Na remoção de bráquetes cerâmicos, espera-se que ocorra fratura na interface dente-compósito, portanto o risco de danos ao esmalte se torna maior (Kitahara-Céia et al., 2008).

A aplicação do laser poderá facilitar a remoção de bráquetes cerâmicos de 3 maneiras possíveis: amolecimento do compósito, ablação térmica e fotoablação (Tocchio et al., 1993). Com a aplicação do laser de CO₂ espera-se que, o aumento da temperatura causado pela interação com o compósito, resulte no seu amolecimento, facilitando a remoção do bráquete (Azzeh e Feldon, 2003). Ao se aquecer a interface compósito-bráquete à temperatura de 116°C, com Transbond XT 3M, a força necessária para a remoção do bráquete diminui consideravelmente (Rueggeberg e Lockwood, 1990). Para obter fluidificação deste compósito é necessária a temperatura de 396° C (Vargas, 1996). Vários protocolos com laser de CO₂ têm sido aplicados com objetivo de promover o amolecimento do compósito, utilizando potências com variação entre 3 e 20 Watts (W) e tempos de aplicação de 2 a 6 segundos (s), demonstrando não haver consenso em sua utilização (Rickabaugh et al., 1996; Ma et al., 1997; Obata et al., 1999; Azzeh e Feldon, 2003; Mercadante et al., 2003; Iijima et al., 2010; Ahrari et al., 2011). Outro fator a ser considerado é o regime de operação. Os lasers poderão emitir a radiação de modo contínuo, pulsado e interrompido. O modo pulsado refere-se à emissão concentrada, por intermédio de recursos ópticos, ou seja, alta energia em um pulso e no modo interrompido a energia é constante durante a emissão, porém, haverá períodos de interrupção. Assim sendo, no modo contínuo deposita-se energia aos materiais, sem a obtenção de altos picos de energia, produzindo o seu acúmulo, favorecendo a penetração. No

modo pulsado deverá ocorrer o oposto, altíssimas energias são concentradas por intermédio de arranjos ópticos e, em intervalos estabelecidos, esta energia é liberada. Se houver afinidade com os componentes do material irradiado, haverá uma reação térmica superficial e remoção deste material (ablação). O modo interrompido apresentará características de aumento de temperatura não tão grande quanto no pulsado, porém, como há períodos de interrupção, a energia se dissipa. Neste modo, dificulta-se a ablação, porém penetra menos energia que no modo contínuo. Desta forma, desde que se conheça o comprimento de onda, as características dos materiais irradiados e a potência e o modo de operação corretos, o laser poderá ser um recurso seguro para aplicações em Odontologia (Tuner e Hode, 1999).

Em função de sua característica de absorção, o laser de CO₂ tem sido vislumbrado como alternativa clínica auxiliar na remoção de bráquetes cerâmicos. Os lasers mais utilizados em pesquisa para a remoção de bráquetes são o CO₂ 10,6 µm no modo contínuo (Rickabaugh et al., 1996; Ma et al., 1997; Azzeh e Feldon 2003; Mercadante et al., 2003; Iijima et al., 2010). O CO₂ super-pulso que possui o mesmo comprimento de onda, porém opera no modo pulsado (Obata et al., 1999; Ahrari et al., 2011) e o TEA CO₂, com comprimento de onda 9,6 µm é utilizado em Odontologia e indicado para outras aplicações (Goodis, et al., 2004).

No caso de utilização de lasers poderá haver interação térmica da luz com os tecidos, podendo provocar danos reversíveis e irreversíveis. Os danos previsíveis ao esmalte podem ser carbonização, provocando trincas, fissuras e ablação (Scott-Jr, 1988; Bishara et al., 1994; Arici e Minors, 2000; Ahrari et al., 2011). Porém, se esse calor não for dissipado antes de alcançar o esmalte ou nas suas camadas mais

superficiais, poderá penetrar a estrutura dentária e causar danos ao esmalte subjacente, à dentina e à polpa. A polpa não pode ser submetida a uma variação de temperatura maior que 5,5° C para que não sofra lesão irreversível, sendo este o limite aceitável (Zach e Cohen, 1965).

Para determinar se a aplicação do calor é compatível com a saúde da polpa, o trabalho realizado por Zach e Cohen (1965) tem sido o parâmetro utilizado por vários autores (Tocchio et al., 1993; Ma et al., 1997; Macri, 2002; Azzeh e Feldon 2003; Goodis et al., 2004; Hayakawa, 2005; Feldon et al., 2010; Iijima et al., 2010; Oztoprak 2010; Sarp e Gulsoy, 2010; Ahrari et al., 2011; Dostalova et al., 2011). Este estudo teve grande impacto e utilizou a aplicação de variações de temperatura a dentes hígidos em macacos vivos e no mesmo dente do lado contralateral do animal aplicou-se a mesma temperatura e mensurou-se a temperatura na parede vestibular da câmara pulpar por meio de termômetro. Os autores concluíram que nos casos em que a variação da temperatura na câmara pulpar excedia 5,5° C havia lesão pulpar irreversível.

Para que se estudem esses possíveis danos aos tecidos dentais, alguns autores avaliaram a estrutura do esmalte, o calor que atinge a câmara pulpar (Rueggeberg e Lockwood, 1990; Rueggeberg e Lockwood, 1992; Kearns et al., 1997; Ma et al., 1997; Azzeh e Feldon, 2003; Goodis et al., 2004; Feldon et al., 2010; Dostalova et al., 2011; Nalbantgil et al., 2011), em animais (Wang et al., 2009) e humanos (Mercadante et al., 2003) após a aplicação para remoção de bráquetes, demonstrando ser um procedimento viável. Ao se utilizar dentes extraídos, alguns autores têm utilizado a imersão do dente em água a 37° C, para reduzir o calor

armazenado durante a irradiação, na tentativa de reproduzir a situação clínica do dente inserido no alvéolo (Macri, 2002, Lin et al., 2010).

O uso do laser de CO₂, com a finalidade de fragilizar o compósito de colagem que está entre o bráquete cerâmico e o esmalte, foi testado em alguns poucos experimentos mostrando que este método favorece a remoção do bráquete sem lesar o esmalte (Iijima et al., 2010), porém, aumenta a temperatura na superfície dentária.

Protocolos de aplicação do laser de CO₂ com potências e variação do tempo de aplicação podem ser alternativa viável para amolecimento do compósito facilitando a descolagem do bráquete, sem aquecimento excessivo (Rickabaugh et al., 1996; Ma et al., 1997; Azzeh e Feldon, 2003; Obata et al., 1999; Mercadante et al., 2003; Iijima et al., 2010; Ahrari et al., 2011).

Diante disto, torna-se necessário conhecer a potência e o tempo de aplicação ideal de uso deste laser para evitar danos permanentes à polpa, pois, sua utilização clínica ainda é desconhecida. Em decorrência da alta temperatura necessária para a fragilização do compósito, é necessário que mais estudos sejam realizados para elaboração de um protocolo seguro.

PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a viabilidade do uso do laser de CO₂ como auxiliar na remoção de bráquetes ortodônticos cerâmicos. Os seguintes aspectos foram mensurados e comparados:

- A. Temperatura no compósito de colagem e na câmara pulpar após aplicação do laser de CO₂ com diferentes potências, em diferentes tempos de aplicação e pulso do laser;
- B. Resistência ao cisalhamento após a aplicação do laser utilizando os protocolos cuja temperatura na polpa não tenha sido superior a 5,5° C.
- C. Índice de Remanescente Adesivo (IRA) após a descolagem do bráquete cerâmico.

MATERIAL E MÉTODOS

3. MATERIAL E MÉTODOS

Previamente a sua realização, esta pesquisa foi submetida e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisas da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo com o protocolo 369/2011 (Anexo1).

A metodologia foi dividida em 2 etapas, sendo que a primeira teve o objetivo de mensurar e comparar a temperatura no compósito de colagem do bráquete e na câmara pulpar após aplicação do laser de CO₂. A segunda avaliou a resistência ao cisalhamento após aplicação do laser utilizando os parâmetros cuja temperatura não fosse superior a 5,5º C. Após a descolagem do bráquete foi avaliado o Índice de Remanescente Adesivo (IRA).

Na 1ª etapa do experimento foram utilizados 30 pré-molares humanos inferiores, direitos e esquerdos, recém-extraídos com finalidade ortodôntica na e 75 pré-molares na 2ª etapa. Todos os dentes foram doados pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP. Os critérios de seleção foram coroas intactas, ausência de descalcificações, trincas ou fraturas, não terem recebido nenhum tipo de tratamento ortodôntico, químico, físico ou mecânico. Os dentes foram limpos com curetas periodontais (Duflex, Juiz de Fora, MG, Brasil), armazenados por uma semana em recipientes plásticos (Tupperware) contendo solução aquosa de timol 0,1% para desinfecção. Posteriormente, foram estocados em água destilada em refrigerador à temperatura aproximada de 4º C.

As raízes dos dentes foram incluídas centralizadas em tubos de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil) com resina acrílica auto-polimerizável (Jet Clássico, São Paulo, SP, Brasil) e posicionados com esquadro de vidro em formato de "L" com ângulo em

90°, especialmente confeccionado para este fim, de forma que a face vestibular do dente ficasse perpendicular à base do tubo (Figura 2).

Figura 2. Posicionamento pré-molar no tubo de P.V.C., utilizando esquadro de vidro

Após inclusão, a face vestibular de cada dente recebeu profilaxia com pedrapomes e água sem flúor com motor de baixa rotação por 10 segundos, seguido de lavagem e secagem pelo mesmo período de tempo. Após o procedimento profilático, a mesma superfície de esmalte foi condicionada com o ácido-primer Transbond Plus Self Etching Primer (TPSEP, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) de acordo com as recomendações do fabricante, ou seja, esfregado por 3 segundos sobre o esmalte e em seguida, recebeu leve jato de ar. Em cada superfície vestibular foi fixado um bráquete cerâmico policristalino Fascination (Dentaurum, Ispringen, BW, Alemanha), totalizando 105 bráquetes (30 na 1ª e 75 na 2ª etapa).

Os bráquetes foram colados com o compósito Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) a 4mm da ponta de cúspide vestibular, medidos com Estrela de Boone (Morelli, Sorocaba, SP, Brasil). Os bráquetes foram pressionados e posicionados sobre a superfície dentária, e após a remoção dos excessos de

compósito, procedeu-se à fotoativação de cada colagem por 10 segundos, 5 segundos na mesial e 5 segundos na distal de cada bráquete com aparelho de luz halógena (XL 2500, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). A intensidade de luz do aparelho foi aferida a cada 2 fotoativações com radiômetro (Demetron, Danbury, MN, USA) e atingiu potência de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ em todas as ativações.

Após a inclusão dos dentes e a colagem dos bráquetes sobre a superfície do esmalte dentário procedeu-se aos ensaios que foram realizados em 2 etapas:

1ª etapa: Mensuração da temperatura no compósito de colagem e na câmara pulpar

Para a mensuração da temperatura no compósito de colagem e na câmara pulpar foi utilizado equipamento que consiste de uma placa de aquisição USB-9211A (National Instruments®, Austin, TX, USA) e micro-termopares do Tipo T (Omega Engineering Inc., Stamford, CT, USA). A placa possui entrada para 4 canais com resolução total de 24 bits e 12 Hz de taxa total máxima de aquisição. Os termopares foram confeccionados com o auxílio de uma solda ponto de carbono e possuíam de 0,12 mm de diâmetro e 400 mm de comprimento. Pode-se utilizar até quatro destes sensores simultaneamente na placa de aquisição. O conjunto constituído pelo sistema de aquisição e termopares apresenta precisão de $0,2^\circ\text{C}$ para medidas absolutas de temperatura e um tempo de resposta de 0,6 segundos. O sistema foi conectado a um microcomputador e os softwares *Measurement & Automation* e *VI Logger Lite* (National Instruments®, Austin, TX, USA) foram utilizados para coletar os dados.

Para que a temperatura fosse aferida na camada de compósito, o termopar foi posicionado na interface do compósito no momento da colagem do bráquete e antes da fotoativação de maneira a ficar incluído neste material (Figura 3).

Figura 3. Esquema representando a mensuração da temperatura no compósito e na câmara pulpar

Para mensuração da temperatura na câmara pulpar foi utilizada broca esférica diamantada 1013 (Fava, São Paulo, SP, Brasil) com finalidade de confeccionar um orifício para a colocação do termopar, que foi posicionado na porção vestibular da câmara pulpar, na altura do bráquete, para mensurar os valores de temperatura que atingiram este local (Figura 3). A aplicação do laser e a aquisição dos valores de temperatura foram feitos simultaneamente no compósito, utilizando os mesmos espécimes e com os mesmos grupos.

Foram utilizados nesta 1ª etapa, 30 corpos-de-prova e em cada um deles foram feitas 4 irradiações, totalizando 120. Foram obtidos 12 grupos divididos aleatoriamente com 10 repetições de cada protocolo (n=10) variando potências,

tempos de aplicação e de pulso do laser de CO₂. Os protocolos estão descritos na Tabela 1. Utilizou-se o laser modelo PCO-15-A com comprimento de onda de 10,6 µm (Shangai Jue Hua Thechnology Development, Shangai, PR, China) (Figura 6). A aplicação foi perpendicular e no centro do bráquete de forma pontual à distância de 4 mm, padronizada por um segmento de fio ortodôntico adaptado à ponta ativa do laser. Este procedimento foi realizado com a finalidade de promover aquecimento e fragilização do compósito assim como facilitar o procedimento de descolagem do bráquete (Figura 4).

Tabela 1. Potências e tempos de aplicação do laser para mensuração da temperatura no compósito de colagem e na câmara pulpar

Grupos	Potência do laser (W)	Duração do pulso do laser(s)	Tempo de aplicação (s)
1	5	0,01	3
2	5	0,03	3
3	5	0,01	5
4	5	0,03	5
5	8	0,01	3
6	8	0,03	3
7	8	0,01	5
8	8	0,03	5
9	10	0,01	3
10	10	0,03	3
11	10	0,01	5
12	10	0,03	5

Os corpos-de-prova foram imersos, durante a irradiação do laser, em um tanque com água à 37° C, confeccionado exclusivamente para utilização neste experimento, de modo que somente a coroa anatômica do dente ficasse livre e o bráquete não tocasse na água. Foi instalado um termopar neste recipiente para aferição da temperatura da água no momento da aplicação do laser, bem como o

retorno à temperatura inicial. As aplicações foram realizadas somente quando a temperatura da água estivesse estável a 37° C.

Em uma mesma aplicação foram obtidas, ao mesmo tempo, as temperaturas da câmara pulpar e do compósito. O período de repouso entre os pulsos foi, em todos os grupos, 0,01s. Assim sendo, cada protocolo foi repetido por 10 vezes (n=10). As aplicações foram realizadas somente quando a temperatura do dente estava estável e à 37° C.

Figura 4. Mensuração de temperatura: corpos-de-prova prontos para irradiação com termopares em posição.

Figura 5. A) Placa de aquisição dos termopares; B) Painel do equipamento laser com ajuste para 5W, 0,01s.

2ª Etapa: Teste de cisalhamento

Para avaliar a resistência ao cisalhamento do bráquete cerâmico foram utilizados 75 corpos-de-prova, divididos em 5 grupos de 15. Nestes grupos foram irradiados laser de CO₂ com exceção do Grupo C, que foi utilizado como controle. Nesta etapa foram utilizados os protocolos cuja temperatura na polpa não fosse superior a 5,5° C, ou seja, 5W de potência, 3s de tempo de aplicação e 0,01s de tempo de pulso; 5W, 3s, 0,03s; 8W, 3s, 0,01s e 10W, 3s e 0,01s. (Tabela 5)

Tabela 5. Potências e tempos de aplicação do laser para o teste de cisalhamento

Grupos	Potência do laser (W)	Tempo do pulso do laser(s)	Tempo de aplicação (s)
I	5	0,01	3
II	5	0,03	3
III	8	0,01	3
IV	10	0,01	3
C	0	0	0

O preparo da superfície do esmalte, a colagem propriamente dita e a fotoativação de todos os bráquetes seguiram os mesmos procedimentos da etapa anterior. Após colagem e fotoativação os corpos-de-prova permaneceram armazenados em estufa a 37° C por 24 horas. Após a aplicação do laser, foram submetidos imediatamente ao ensaio de resistência ao cisalhamento em máquina universal de ensaios mecânicos (EMIC DL 10.000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) que operou na velocidade de 0,5mm/minuto (Figura 7). A descolagem dos bráquetes foi efetuada com ponta ativa em cinzel apoiada na interface compósito/esmalte (Figura 8). Os valores de resistência ao cisalhamento foram obtidos em Kgf, transformados em N e divididos pela área da base do bráquete, fornecendo resultados em MPa. O mesmo procedimento foi aplicado ao grupo C com 15 corpos-de-prova que não foram submetidos à aplicação de laser.

3ª Etapa: Índice de Remanescente Adesivo

Após a descolagem dos bráquetes, cada superfície de esmalte foi avaliada em lupa estereoscópica (Carl Zeiss, Goetingem, GO, Alemanha) com aumento de 8 vezes e classificada de acordo com os escores do Índice de Remanescente de Adesivo (IRA) proposto por Artun e Bergland (1984), como se segue:

- 0- nenhuma quantidade de compósito remanescente no esmalte.
- 1- menos da metade de compósito remanescente no esmalte.
- 2- mais da metade de compósito remanescente no esmalte.
- 3- todo o compósito remanescente no esmalte.

Os valores da resistência ao cisalhamento foram comparados estatisticamente pela Análise de Variância (ANOVA) e posteriormente pelo teste de Tukey para verificar se a aplicação do laser de CO₂ foi capaz de fragilizar o compósito e facilitar o procedimento de descolagem. Os escores do IRA foram analisados pelo teste de Kruskal-Wallis.

Figura 6. Aparelho de Laser de CO₂ com 10,6 μ m utilizado no experimento.

Figura 7. Corpo-de-prova durante o ensaio de resistência ao cisalhamento.

Figura 8. Posicionamento do cinzel durante ensaio.

Figura 9. Fluxograma do trabalho realizado.

RESULTADOS

4. RESULTADOS

1ª ETAPA

Após as aplicações, foram obtidos valores para cada grupo:

Tabela 2. Temperatura do compósito na interface bráquete-dente

Grupos	Temperatura (° C)	Desvio-Padrão	Referência(°C)
1	73,73335	9,6568	116
2	89,47659	24,97068	116
3	99,50999	28,96371	116
4	113,75717	30,38498	116
5	87,52549	13,9993	116
6	116,39422	28,5298	116
7	119,7973	18,29504	116
8	155,5565	23,08182	116
9	101,91371	9,89705	116
10	152,77	15,95159	116
11	160,3085	12,49866	116
12	196,3888	22,03719	116

A Tabela 2 apresenta valores numéricos de temperatura atingidos na camada de compósito durante a aplicação do laser de CO₂. Na primeira coluna estão os números que identificam os grupos. Na segunda, a temperatura máxima atingida pelo compósito seguido do desvio-padrão. A Referência (°C) é o valor encontrado por Ruegeberg e Lockwood (1990) como temperatura capaz de fragilizar o compósito Transbond XT. Na Tabela 3 é demonstrada a variação da temperatura na câmara pulpar, obtida nos mesmos grupos da Tabela 1. O que foi considerado como limite pulpar é o máximo de variação de temperatura tolerada pela polpa (Zach e Cohen, 1965). A água na qual os corpos-de-prova estavam imersos sofreu variação de temperatura, demonstrada na tabela 4, e antes de cada aplicação, aguardava-se o retorno da temperatura inicial 37° C.

Tabela 3. Variação de Temperatura na Câmara Pulpar

Grupos	Temperatura (° C)	Desvio-Padrão	Limite Pulpar (° C)
1	3,38438	1,02978	5,5
2	5,20894	1,34436	5,5
3	6,47474	1,92416	5,5
4	11,02332	9,72689	5,5
5	5,32131	2,1089	5,5
6	7,50971	2,86781	5,5
7	8,44143	2,73102	5,5
8	12,38979	3,20559	5,5
9	4,70917	0,94828	5,5
10	9,22324	5,04343	5,5
11	11,00531	6,04275	5,5
12	15,28033	7,51051	5,5

Tabela 4. Variação da Temperatura na água

Grupos	Temperatura (° C)	Desvio-Padrão
1	0,41154	0,32298
2	0,47417	0,38392
3	0,46766	0,37972
4	4,86673	11,46575
5	0,42972	0,25641
6	0,44951	0,15681
7	0,36334	0,28075
8	0,33644	0,11903
9	0,426	0,24364
10	0,44209	0,3064
11	0,55159	0,39237
12	0,34095	0,1786

Figura 10. Valores da Temperatura no Compósito e na Câmara Pulpar com a potência de 5W.

Figura 11. Valores da Temperatura no Compósito e na Câmara Pulpar com a potência de 8W

Figura 12. Valores da Temperatura no Compósito e na Câmara Pulpar com a potência de 10W

Nas figuras 10,11 e 12 estão demonstrados, por meio de gráfico, as temperaturas médias atingidas no compósito e sua variação na câmara pulpar, com a aplicação do laser com potências de 5W, 8W e 10W respectivamente. Conforme observado, em todos os grupos em que se utiliza tempo de irradiação de 5s, houve aumento excessivo de temperatura, sendo incompatível com sua utilização clínica. Os grupos 1 e 2, que utilizavam 5W por 3s com os valores de tempo do pulso de 0,01s e 0,03s mostraram-se compatíveis com a saúde da polpa, assim como os grupos 5 (8W; 0,01s por pulso) e 9 (10W; 0,01s por pulso). Essas irradiações não atingiram a temperatura de 116° C, suficiente para diminuir a resistência do compósito pela metade, mas mesmo assim, poderia causar sua fragilização.

2ª Etapa: Teste de Cisalhamento

Tabela 5. Valores médios de resistência ao cisalhamento.

Grupos	Média (MPa)	Desvio padrão	N
I	10,56	3,47	15
II	11,72	5,42	15
III	9,04	3,26	15
IV	7,33	1,89	15
C	10,81	3,64	15

Tabela 6. Teste de Duncan

Grupos	N	1	2
IV	15	7,337925	
III	15	9,0498324	9,0498324
I	15		10,568442
C	15		10,817161
II	15		11,728185
Significância		,211	,075

Neste experimento, foram testados os parâmetros que apresentaram segurança para a polpa e avaliada a sua eficácia pelo teste de cisalhamento. Os grupos I, II, III e C não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre si. Apenas o grupo IV, em que foram utilizados os mesmos parâmetros do Grupo 9 (10W; 3s; 0,01s) da 1ª fase apresentou força menor de remoção que o Grupo C (controle).

3ª Etapa: Índice de Remanescente Adesivo

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos no que se refere ao Índice de Remanescente Adesivo ao ser aplicado o teste de Kruskal- Wallis (Tabela 8). Com ou sem aplicação do laser, a fratura aconteceu na interface compósito/esmalte. A média do IRA do grupo C foi 2,60, enquanto o Grupo IV, apresentou média 2,53 (Tabela 7).

Figura 13. Score 2 do IRA.

Tabela 7. Médias do IRA.

Grupos	N	Medias
I	15	2,2667
II	15	2,4667
III	15	1,6667
IV	15	2,5333
C	15	2,6000
Total	75	

Tabela 8. Teste de Kruskal- Wallis aplicado ao IRA.

Grupos	n	
I	15	37,80
II	15	42,37
III	15	25,23
IV	15	41,80
C	15	42,80
Total	75	

	Valores
Chi-quadrado	8,505
Diferença	4
Significância	.75

DISCUSSÃO

5. Discussão

A primeira fase deste trabalho consistiu em observar o comportamento do calor produzido pelo laser no compósito e na câmara pulpar. Os valores são diferentes quando comparados estes dois sítios. A temperatura é consideravelmente maior na camada mais externa por estar mais perto da fonte de aplicação da energia. Além disso, deve-se considerar que esmalte e dentina possuem propriedades térmicas como calor específico, condutividade e difusividade térmica, diminuindo o calor que atinge a câmara pulpar. Esta energia interage com os tecidos dentais e normalmente não causa danos permanentes. Para comprovar a segurança da aplicação, produziram-se modelos experimentais com a finalidade de reproduzir as condições do dente no alvéolo, pois, diferentes modelos experimentais podem gerar resultados distintos (Lin et al., 2010).

Quando se utilizam fragmentos ou fatias de dentes (Theodorakopoulou et al., 2004; Nalbantgil et al., 2011; Iijima et al., 2010), a proporção entre o volume de energia e a quantidade de massa do dente é diferente do modelo real, de modo que o comportamento do calor gerado também é distinto, portanto impreciso e não deve ser utilizado como modelo experimental (Macri, 2002; Lin et al., 2010). O mecanismo de extração de calor também é fator importante a ser considerado. A massa do dente, a forma da coroa e raízes e o local de inserção, são fatores que influenciam a transmissão e a retenção do calor, produzindo valores distintos de elevação de temperatura (Macri, 2002; Lin et al., 2010). Por este motivo, a raiz e quase toda a coroa foram mantidas, com exceção da quantidade de esmalte e dentina removidos para confecção do orifício em que o termopar foi introduzido.

Ahrari, et al. (2011) introduziram o termopar pela raiz preenchendo a câmara pulpar com pasta térmica. O posicionamento do termopar na câmara pulpar interfere na aferição do resultado, dependendo se colocado no centro ou na parede vestibular da câmara pulpar (Jacobs, et al., 1973; Macri, 2002). Este foi o motivo pelo qual, no presente estudo, foi feita uma perfuração pela face lingual dos dentes, permitindo a visão direta do posicionamento do termopar para uma reprodução mais precisa de sua posição. Neste estudo, o termopar ficou posicionado na parede vestibular, ou seja, mais próxima da aplicação do laser que, teoricamente, recebe temperaturas mais altas.

Os dentes bovinos são frequentemente utilizados em estudos sobre avaliação da variação de temperatura após a aplicação de lasers (Hayakawa, 2005; Feldon et al. 2010; Oztoprak , 2010; Sarp et al., 2010). Estes apresentam maior aumento de temperatura na câmara pulpar após a aplicação do laser que os humanos, mesmo se tratando de espécimes com forma e massa semelhantes (Ma et al., 1997). Estes autores afirmaram que esta característica confere uma margem de segurança em relação aos dentes humanos. Entretanto, o tamanho do dente e a espessura do esmalte bovino são maiores que nos pré-molares utilizados neste estudo. Desta forma, acreditamos que o uso de dentes humanos torna os resultados mais fidedignos.

Assim sendo, utilizou-se neste estudo dentes humanos extraídos e imersos em água a 37º C como modelo experimental, pois simula com maior fidelidade as condições clínicas, sendo este modelo sugerido em experimentos em que se deseja avaliar a temperatura na câmara pulpar (Lin et al., 2010). Mesmo assim, o comportamento do dente inserido no alvéolo, poderá ser distinto ao encontrado

neste estudo, necessitando testes clínicos antes de sua utilização sistemática como auxiliar na descolagem de bráquetes cerâmicos pelos profissionais da Ortodontia.

Vários métodos para facilitar a remoção de bráquetes ortodônticos cerâmicos já foram testados e utilizados em Ortodontia, mas os pesquisadores continuam buscando novos procedimentos para resolução deste problema. A utilização de técnicas eletrotérmicas demonstrou diminuição na resistência ao cisalhamento (Kearns et al., 1997), porém a elevação da temperatura na câmara pulpar é de 16,8° C (Cummings et al., 1999), portanto inviável clinicamente, pois provoca lesões irreversíveis à polpa. A utilização de ultrassom (Boyer et al., 1995) e solventes químicos (Larmour et al., 1998) não tiveram grande disseminação entre os ortodontistas clínicos, pois não foram obtidos resultados satisfatórios na sua utilização.

Outra forma de evitar danos durante a remoção dos bráquetes cerâmicos é produzir a colagem de maneira menos eficiente. Mimura, et al. (1995) recomendaram a utilização de resinas à base de metacrilato (MMA) para descolagem desses bráquetes, porém, demonstrou-se que este material possui força de descolagem reduzida ao atingir 45° C (Rueggeberg e Lockwood, 1990), temperatura relativamente baixa podendo ser atingida pela ingestão de alimentos ou bebidas, sendo incompatível com a utilização clínica.

Os cimentos de ionômero de vidro poderiam ser considerados como possíveis alternativas de diminuição na eficiência da colagem, entretanto possuem baixa adesão aos bráquetes metálicos e também ao esmalte. Porém, este material produz alta resistência à remoção, semelhante aos compósitos, quando aplicados aos bráquetes cerâmicos (Cacciafesta et al., 1998; Haydar et al., 1999)

O amolecimento do compósito de colagem com a aplicação do laser é um método que está sendo investigado para facilitar a remoção dos bráquetes cerâmicos. Para ser obtido o ponto de fluidificação de alguns compósitos é necessário aquecimento a altas temperaturas. Por exemplo, a temperatura de amolecimento total do compósito Transbond XT é de 396° C, temperatura que causará danos à polpa (Vargas, 1996). O que se deseja com a aplicação do laser é a fragilização do compósito (Tocchio et al., 1993), e por isso no presente trabalho, durante os testes de cisalhamento foram avaliados protocolos com temperaturas menos elevadas, abaixo de 116° C (Rueggeberg e Lockwood, 1990) e compatíveis com a saúde pulpar. Neste estudo, o grupo 9, cujo protocolo consistia de irradiação com 10W; 0,01s; 3s, o compósito atingiu a temperatura de 101,91° C e na câmara pulpar a variação foi de 4,70° C não ultrapassando o limite aceitável de temperatura na câmara pulpar, portanto, viável clinicamente segundo Zach e Cohen. Porém não atingiu 116° C preconizados por Rueggeberg e Lockwood para fragilização do Transbond XT. Mesmo assim, posteriormente, este grupo necessitou menor força que a dos demais para remoção do bráquete cerâmico, inclusive ao do grupo Controle. Portanto, o protocolo utilizado neste grupo pode ser considerado clinicamente aceitável.

Vários protocolos utilizados neste trabalho apresentaram variação de temperatura acima do que é considerado como tolerável pela polpa. Todos os que utilizaram tempo de irradiação de 5s demonstraram-se inviáveis em todos os protocolos testados, pois aqueceram excessivamente a polpa. Da mesma forma, as irradiações com 0,03s de tempo de pulso, com exceção da combinação com 5W por 3s, por se tratar de uma potência mais baixa também aqueceram o tecido pulpar de

forma indevida. Isso indica que o acúmulo de calor produzido pela interação entre o compósito e o laser é diretamente proporcional à quantidade de energia entregue ao sistema, sendo proporcional ao tempo de aplicação e inversamente proporcional ao tempo de ausência de pulso, tornando-se necessária a observância deste parâmetro. Não existem trabalhos na literatura ressaltando o comportamento do laser de CO₂ 10,6 µm em diferentes tempos de pulso como apresentado no presente estudo.

Alguns autores estudaram o comportamento do laser de CO₂ no regime contínuo. Mimura et al. (1997) utilizaram potências de 3W e 7W por tempo não informado, e conseguiram facilitar a remoção de bráquetes cerâmicos, porém, não citaram se houve variação de temperatura na polpa. Strobl et al (1992) utilizaram potência de 14W por 2s, Rickabaugh et al. (1996) testaram a potência de 20W, porém não padronizaram o tempo; enquanto Ma, et al (1997) avaliaram a potência de 18W por 2s. Todos esses autores obtiveram fragilização do compósito e segurança para a polpa. Na presente pesquisa encontrou-se que o parâmetro de 10W por 3s, porém com pulsos de 0,01s e intervalos do mesmo tamanho foram compatíveis com a polpa. Observa-se, portanto que, com menor tempo de aplicação pode-se aumentar a potência. Foi assumido na execução deste trabalho que quanto menor o intervalo de tempo de aplicação, mais difícil seria o seu controle, uma vez que os equipamentos laser nem sempre dispõe de emissão com tempo pré-programado. Por este motivo, foram testados protocolos de irradiação do laser por 3s e 5s com menor potência, para que a temperatura não ultrapassasse o limite biológico da polpa.

Uma vez que a energia aplicada interfere no aumento da temperatura, torna-se necessária a avaliação do modo de emissão. Sarp e Gulsoy (2010) utilizaram

Yterbium laser para auxiliar na remoção de bráquetes diferenciando o modo contínuo e interrompido, porém, não citaram o tempo de pulso e o tempo entre os pulsos. Os autores notaram que o aumento da temperatura na polpa foi menor no regime pulsado, considerando-o como mais seguro, e, portanto mais indicado. Estas afirmações corroboram com os resultados deste estudo.

O objetivo desta pesquisa consistiu em encontrar um protocolo em que a fratura produzida na remoção ocorresse na interface compósito/bráquete, semelhante ao que acontece nos bráquetes metálicos, diminuindo o risco de danos ao esmalte. De acordo com o IRA obtido, tanto nos grupos com laser como no controle ocorreu a separação na interface compósito/bráquete, o que também foi observado por outros autores (Kitahara-Céia et al., 2008; Iijima et al., 2010; Feldon et al., 2010). Alguns autores citaram esta desejada mudança do sítio de fragilização para interface compósito/bráquete, obtida com a utilização do laser de CO₂ ultra-pulso (Tehranchi et al., 2010; Ahrari et al., 2011), ou o laser Er:YAG (Oztoprak et al., 2010) que foram utilizados com protocolos diferentes ao do presente trabalho. Tehranchi, et al. (2010) aplicaram o laser de CO₂ ultra-pulso com protocolo de potência máxima de 50W, 5s, 500µs e intervalo entre pulsos 2000µs. Utilizando o mesmo equipamento, Ahrari, et al. (2011) alteraram a potência máxima para 188W. É importante salientar que os resultados obtidos por estes autores devem-se à utilização do aparelho de laser de CO₂ ultra-pulso (Daeshin, model DS- 40U) em que foi aplicado por 5s e, portanto, permitiu que a irradiação fosse feita em movimento de varredura, transmitindo o aquecimento em toda a superfície do bráquete, evitando o aumento da temperatura acima do tolerado pela polpa. Apesar da aplicação do laser ter sido realizada de modo diferente no presente trabalho, os

resultados do IRA foram semelhantes. É necessário, também, observar que esses autores obtiveram alto índice de fratura na interface esmalte/compósito (IRA= 0) para o grupo Controle, ou seja, onde não foi utilizado o laser. Após a aplicação do laser o sítio da fratura deslocou-se para a camada de compósito (IRA= 2). No presente estudo a média do IRA para o grupo Controle foi 1,66 e 2,26 para o grupo IV, não apresentando diferença estatisticamente significativa. A divergência dos resultados obtidos nesta pesquisa e dos autores que utilizaram laser ultra-pulso de CO₂ está nas médias do IRA obtidas para os grupos Controle (IRA=0), pois as médias obtidas com a utilização do laser ultra-pulso nestes estudos também permaneceram no índice 2, mantendo a fratura mais distante do esmalte.

O valor adequado de adesão esmalte/ bráquete em experimentos “in vitro” deve estar entre 5,9 a 7,8 MPa (Reynolds, 1975). O aumento no aparecimento de trincas no esmalte ocorre quando as forças de remoção ultrapassaram 11,1 MPa (Bishara et al., 1995). Os grupos submetidos ao teste de cisalhamento apresentam valores próximos a este valor, com exceção do Grupo IV com 10 W; 0,01s e 3s, que apresentou força de 7,33 MPa para a remoção do bráquete. Rickabaugh et al. (1996) obtiveram resultados com menor força de remoção e menor aumento de temperatura na câmara pulpar, porém seu modelo experimental não incluiu ensaio de cisalhamento, mas a utilização de alicate para remoção de bráquete acoplado à máquina de ensaios produzindo força de tração. A mensuração da temperatura foi obtida por termopar inserido pelo canal radicular. A dissonância dos resultados obtidos deve estar ligada às diferenças entre os modelos experimentais utilizados nestes estudos.

Os parâmetros com 5W e 8W utilizados com 3s e 0,01s de tempo de pulso produziram variações de temperatura na câmara pulpar ($3,38^{\circ}\text{C}$ e $5,3^{\circ}\text{C}$) compatíveis com a saúde da polpa, porém, não apresentaram diferença estatisticamente significativa no teste de cisalhamento (10,56 MPa e 9,04 MPa respectivamente) em relação ao Grupo C (10,81 MPa). Desta forma, o protocolo destes grupos que não diferiram do Controle não contribui para a fragilização do compósito e consequentemente para a remoção do bráquete cerâmico.

O presente trabalho demonstrou que apenas o protocolo testado com 10W; 0,01s; 3s diminuiu a força de adesão na interface de compósito/esmalte/bráquete, além de ser seguro para a polpa no que se refere à temperatura produzida pelo laser. Pesquisas clínicas utilizando estes parâmetros de aplicação do laser de CO_2 , como auxiliar na remoção de bráquetes estéticos cerâmicos, desenvolvidos por este estudo deverão ser realizadas antes de sua utilização sistemática pelos profissionais de Ortodontia. Assim sendo, a utilização destes parâmetros é segura e eficiente para aplicação em estudos clínicos.

CONCLUSÕES

6.CONCLUSÕES

Os resultados deste trabalho permitem concluir que, com relação à:

- A. Temperatura no compósito de colagem e na câmara pulpar após a aplicação de laser de CO₂:
- O laser de CO₂ com potências de 5W, 8W e 10W por 3s promoveu temperaturas compatíveis com a saúde da polpa.
 - O tempo de irradiação de 5s foi inviável em todos os protocolos testados, pois, aumentou a temperatura na câmara pulpar acima do que é considerado como tolerável pela polpa.
 - Os protocolos com o período de pulso de 0,03s provocaram aumento na temperatura da polpa, tornando-os inviáveis, com exceção do grupo com 5w, por se tratar de potência mais baixa.
- B. Resistência ao cisalhamento da colagem após a aplicação do laser de CO₂:
- O protocolo potência de 10W por 3s, duração do pulso de 0,01s e com período entre os pulsos de 0,01s demonstrou ser seguro e eficaz na diminuição da resistência do compósito.
- C. Índice de Remanescente Adesivo após a descolagem do bráquete:
- A maioria das fraturas após o ensaio de resistência ao cisalhamento ocorreu na interface compósito/bráquete restando alguma quantidade de material aderido ao esmalte, preservando a estrutura dentária.

REFERÊNCIAS

7. Bibliografia

- Ahrari F, et al. 2011. Does ultra-pulse CO2 laser reduce the risk of enamel damage during debonding of ceramic brackets? *Lasers Med Sci.* 2011, pp. DOI 10.1007/s10103-011-0933-y.
- Arici S, Minors C. 2000. Force levels required to mechanical debonding ceramic brackets: an in vitro comparative study. *Eur J Orthod.* 2000; 22: 327-334.
- Artun J, Bergland S. 1984. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984;85: 333-340.
- Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123: 79-83.
- Bigarelli. Avaliação "in vitro" da resistência friccional entre braquetes cerâmicos e metálicos. [dissertação] Marília : Faculdade de Odontologia da Universidade de Marília, 2003.
- Bishara SE, Fonseca JM, Feher DE. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod.* 1994; 64: 4.
- Bishara SE, Ostby AW, Laffonc J. Enamel Cracks and Ceramic Bracket Failure during Debonding In Vitro. *Angle Orthodontist.* 2008; 8: 1078-83.
- Bishara SE, Fonseca JM e Boyer DB. The use of debonding pliers in the removal of ceramic brackets: Force levels and enamel cracks. *Am J Orthod Facial Orthop.* 1995;108: 242-8.
- Boyer DB, Engelhardt G, Bishara, SE. Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995; 108: 262-66.
- Cacciafesta V, Subenberg U, Jost-Bringman PG, Mietke RR. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. *Eur J Orthod.* 1998; 20: 177- 87.
- Cummings M, Biagioni P, Lamey PJ, Burden DJ. Thermal image analysis of electrothermal debonding of ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod.* 1999; 21:111-18.
- Dostalova T, Jelinkova H, Sulc J. Ceramic Bracket Debonding by Tm:YAP Laser Irradiation. *Photomedicine and Laser Surgery.* 2011; 29: 477-484.
- Dovgan JS, Walton RE, Bishara SE. 1995. Electrothermal debracketing: Patient acceptance and effects on the dental pulp. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995; 108: 249-55.
- Eliades T, Lekka M, Eliades G. Surface characterization of ceramic brackets:A multitechnique approach. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994; 105: 10-18.
- Eliades T, Johnston W, Eliades G. Direct light transmittance through ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995,107: 11-19.
- Feldon PJ, Murray P, Burch JG. Diode laser debonding of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138: 458-62.
- Goodis HE, Fried D, Gansky S. Pulpal Safety of 9.6 mm TEA CO2 Laser Used for Caries Prevention. *Lasers Sur Med.* 2004; 35: 104-110.

- Haydar B, Sarikaia S, Çehreli ZC. Comparision of Shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *Angle Orthod.* 1999; 69: 457- 62.
- Hayakawa, K. 2005. Nd: YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005, Vol. 128, pp. 638-47.
- Iijima M, Yasuda Y, Muguruma T. Effects of CO2 laser debonding of a ceramic bracket on the mechanical properties of enamel. *Angle Orthod.* 2010; 80:1029-35.
- Jacobs HR, Thompson RE, Brown, WS. Heat Transfer in Teeth. *J Dent Res.* 1973; 52: 248-52.
- Jena AK, Duggal R, Mehrotra AK.. Physical Properties and Clinical Characteristics of ceramic brackets: a comprehensive review. *Trends Biomater. Artif. Organs.* 2007; 20: 201-9.
- Karamouzous A, Athnasiou E, Papadopoulos P. Physical proprieties of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112: 35-40.
- Kearns HPO, Sandham AJ, Jones WB . Electrothermal Debonding of Ceramic Brackets: An Ex Vivo Study. *BJO.* 1997; 24: 237–242.
- Kitahara-Céia, FMF, Mucha, JN e Santo, PAM. 2008. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134: 548-55.
- Kukiattrakoon, B e Samruajbenjakul, B. Shear bond strength of ceramic brackets with various base design bonded to aluminious and fluorapatite ceramics. *Eur J Orthod.* 2009; 32: 87-93.
- Larmour CJ, Mccabe JF, Gordon PH. An Ex vivo Investigation into the Effects of Chemical Solvents on the Debond Behaviour of Ceramic Orthodontic Brackets. *BJO.* 1998; 25: 35–39.
- Lin, M, et al. 2010. A review of heat transfer in human tooth- Experimental characterization and mathematical modeling. *Dent Materials.* 2010; 26: 501-13.
- Ma T, Marangoni RD, Flint T. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 111: 203-10.
- Macri, RT. 2002. *Avaliação da variação da temperatura na câmara pulpar após a irradiação de diodo laser de alta potência de 830 nanometros em esmalte dental: estudo "in vitro".* [dissertação] São Paulo : Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, 2002.
- MALDONADO, EP. Interação da luz laser com tecidos biológicos: aplicações. Apostila de Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2000.
- Maltagliati LA, Feres R, Figueiredo MA. Bráquetes estéticos – considerações clínicas. *Rev. Clín. Ortodon. Dental Press.* 2006;5: 89-95.
- Mercadante M, Martins DR, Villa N, Cotrim-Ferreira F. Comportamento da polpa dental humana frente à descolagem de braquetes cerâmicos com laser de CO2 in vivo. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2003;8: 77-85.

- Mimura H, Deguchi T, Obata A. Comparision of Different bonding materials for laser debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995; 108: 267-73.
- Mondelli AL. Estudo comparativo da resistência adesiva da interface resina/braquete, sob esforços de cisalhamento, empregando três tipos de resinas compostas e três tipos de tratamento na base do braquete. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2007; 13: 111-124.
- Nalbantgil, D, Oztoprak, MO e Tozlu, M. Effects of different application durations of ER:YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding. *Lasers Med Sci*. 2011; 26: 735–740.
- Obata A, Tsumura T, Niwa K. Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *Eur J Orthod*. 1999; 21: 193-98.
- Odegaard, J e Segner, D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988; 94: 201-06.
- Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Toziu T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010; 138: 195-200.
- Pithon MM, Oliveira MV, Ruellas ACO. Remoção de braquetes cerâmicos com alicate de How associado à broca diamantada - avaliação da topografia do esmalte. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2008; 13: 101-106.
- Reynolds I. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*. 1975; 2: 71–78.
- Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK.. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . 1996; 110: 388-93.
- Rueggeberg F, Lockwood PE. Thermal Debracketing of single Cristal Sapphire Brackets. *Angle Orthod*. 1992; 62: 45-50.
- Rueggeberg F, Lockwwod P. Thermal debracketing of orthodontic resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990; 98: 56-65.
- Russel JS. Current Products and Practice Aesthetic Orthodontic Brackets. *Journal of Orthodontics*. 2005; 32: 146–163.
- Sarp ASK, Gulsoy M. Ceramic bracket debonding with ytterbium fiber laser. *Lasers Med Sci*. 2010, pp. DOI 10.1007/s10103-010-0817-6.
- Scott-Jr GE. Fracture toughness and surface cracks- the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod*. 1988; 8: 5-8.
- Takla PM , Shivapuja PK. Pulpal response in electrothermal debonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995; 108: 623-9.
- Tehranchi A, Frekazad R, Zafar M. Evaluation of the effects of CO2 laser on debondingof orthodontics porcelain brackets vs. the conventional method. *Lasers Med Sci*. 2010, pp. DOI 10.1007/s10103-010-y.
- Theodorakopoulou LP, Sadowsky L, Jacobson A. Evaluation of bebonding characteristics of 2 ceramic brackets: an “in vitro” study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 125: 29-36.
- Tocchio RM, Williams PT, Mayer FS. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993; 103: 155-62.

- Tuner, J e Hode, L. 1999. *Low Level Laser Therapy- Clinical Practice and Scientific Background*. Grangesberg Suécia : Prima Boobs, 1999.
- Vargas, A. 1996. Descolagem Eletrotérmica de Brackets cerâmicos colados com diferentes compósitos.[dissertação]. Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia do Rio de Janeiro, 1996.
- Wang LL, Liu L, Wang QH. Histomorphological effects of Nd:YAG laser for debonding ceramic brackets on rabbit pulp. *West China Journal of Dentistry*. 2009; 27: 413-6.
- Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Sur Oral Med Oral Patho*. 1965; 19: 515-530.

ANEXO

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Comitê de Ética em Pesquisa

Of.ATAc.CEP/36911/FORP-USP/19.09.2011

CHLS/geadd

Ref. processo n.º 2011.1.908.58.7

CAAE n.º 0046.0.138.000-11

Senhor(a) Pesquisador(a):

Informamos que o Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 123.^a Sessão, realizada em 15 de setembro de 2011, aprovou o desenvolvimento do projeto de pesquisa envolvendo seres humanos, intitulado "*Laser de CO2 como auxiliar na remoção de bráquetes estéticos cerâmicos*".

Na oportunidade, lembramos da necessidade de ser entregue, na secretaria do CEP, o **Relatório Final** em 15/03/2012, com o respectivo formulário preenchido pelo pesquisador responsável.

Lembramos ainda que, quando da submissão do relatório a este Comitê, quaisquer inclusões ou modificações no projeto original deverão ser comunicadas e justificadas ao CEP, através do formulário supracitado.

GISELE ELLENE DE ANDRADE DA DALTI
Secretária do Comitê de Ética em Pesquisa

Ilmo(a). Sr(a).

PG. RODRIGO TEIXEIRA MACRI (Profa. Dra. Mirian Aiko Nakane Matsumoto)

Departamento de Clínica Infantil, Odontologia Preventiva e Social
desta Faculdade