



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**EFEITOS DA UTILIZAÇÃO DE LASERS DE ALTA  
INTENSIDADE, QUANDO EMPREGADOS SOB FINALIDADE  
PREVENTIVA, NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E  
MICROINFILTRAÇÃO DE BRAQUETES ORTODÔNTICOS  
COLADOS COM DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS**

**ANA PAULA UZUN**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional em *Lasers* em Odontologia.

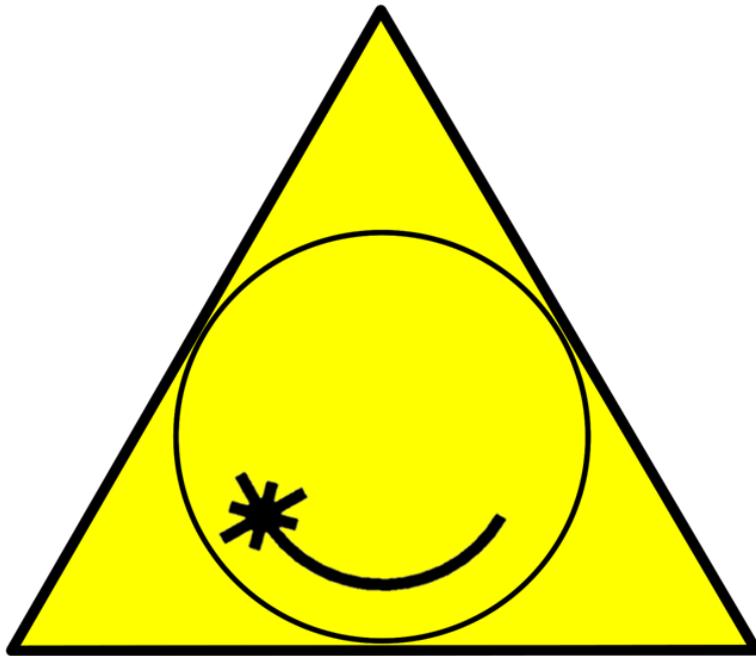
Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dra. Patricia A. da Ana

Co-orientador: Prof<sup>o</sup>. Dr. Ricardo E. Samad

**SÃO PAULO**

**2010**





Mestrado Profissionalizante Lasers em  
Odontologia

**EFEITOS DA UTILIZAÇÃO DE LASERS DE ALTA  
INTENSIDADE, QUANDO EMPREGADOS SOB FINALIDADE  
PREVENTIVA, NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E  
MICROINFILTRAÇÃO DE BRÁQUETES ORTODÔNTICOS  
COLADOS COM DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS**

**ANA PAULA UZUN**

**Dissertação apresentada como  
parte dos requisitos para  
obtenção do Grau de Mestre  
Profissional em Lasers em  
Odontologia.**

**Orientadora:**

**Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Patricia A. da Ana**

**Co-orientador:**

**Prof<sup>o</sup>. Dr. Ricardo E. Samad**

**SÃO PAULO**

**2010**

## *Dedicatória*

*A Deus,*

*Que na Sua grandiosidade me concedeu as mais  
impensáveis oportunidades e bênçãos;*

*Aos meus pais, Marlene e Nelson, pelos esforços além dos  
seus limites, confiando-me a melhor herança que alguém pode  
deixar: a sabedoria e o conhecimento da vida. Muito obrigada  
pelo amor de vocês!!!*

*Aos meus filhos amados, Lara e Lian, pois sempre me  
apoiaram e amaram incondicionalmente na sua paciência e  
maturidade tão precoce. Amo vocês!!!*

## *Agradecimentos Especiais*

*Ao prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. Parabéns por sua paixão pela Odontologia e por sua visão em investir mais que tudo, sua atenção e seu tempo nesse projeto.*

*À Profa. Dra. Denise M. Zzell, pela excelência, grandeza e dedicação que conduz a integração da Física com a Odontologia, dando-nos a oportunidade de ver o mundo de outra forma.*

*À minha orientadora Profa. Dra. Patrícia A. da Ana. Não tenho palavras para te elogiar e agradecer, pois sabemos que sem sua competência e dedicação, esse trabalho seria impossível.*

*Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Ricardo Samad, pela paciência, prontidão e entrega de uma capacidade intelectual surpreendentes.*

*Ao Departamentos de Materiais Dentários da FOUSP pela ajuda, cedendo os equipamentos e também na execução dos testes.*

*Ao Prof. Dr. Antoni J. Tost España por ter-me dado a oportunidade de conhecer o Departamento de Cirurgia e Laser da Universidade de Barcelona e ter contribuído significativamente nessa etapa da minha formação. Também agradeço à Profa. Dra. Patrícia A. da Ana, à Profa. Denise M. Zezell e ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo pelo incentivo e apoio para a realização desse projeto.*

*À todos.....*

*...muito obrigada!!!*

## *Agradecimentos*

*Aos professores físicos do IPEN. Vocês são ótimos...muito obrigada por me mostrarem a beleza e a imensidão da Física.*

*Aos professores do LELO. Obrigada por amarem a Odontologia e fazerem dela uma ciência tão completa.*

*Obrigada pela dedicação e entrega de vocês.*

*Aos colegas de turma, pela amizade e companheirismo durante esses dois anos. Certamente somos uma turma especial.*

*Ao meu irmão, Nelson, pelo apoio em todos os momentos, pelo exemplo de excelência e sobretudo pela amizade. Dou graças a Deus pela sua vida.*

*À minha irmã, Sílvia, pela sua forma diferente de amar, porém importante e indispensável.*

*Aos amigos que ainda sem mencionar nomes, sempre serei grata pelo apoio inesquecível. Obrigada pelas orações, pelas conversas, por me carregarem nos momentos mais difíceis da minha vida.*

*Aos funcionários do Ipen e do Lelo, Andréia, Líliane. Obrigada pela prontidão e simpatia em todos os momentos.*

*“A mente que se abre a uma nova idéia jamais  
voltará ao seu tamanho original”.*

*Albert Einstein*

Albert Einstein foi um físico e humanista alemão

(14 de março 1879 – 18 de abril 1955)

## RESUMO

Considerando o potencial dos *lasers* de alta intensidade para prevenção do surgimento de lesões incipientes de cárie, o presente estudo objetivou verificar a influência da irradiação do esmalte com *lasers* de alta intensidade na microinfiltração e a força de união de braquetes ortodônticos cimentados com dois sistemas adesivos distintos. Para a realização deste estudo cego *in vitro*, foram selecionados 160 dentes incisivos inferiores bovinos, os quais foram aleatoriamente distribuídos em 8 grupos experimentais (n = 20), variando-se o sistema adesivo empregado (Transbond XT™ ou OptiBond Solo™ + Transbond XT™) e o tratamento de superfície (não irradiado ou irradiado por *lasers* de Er,Cr:YSGG, Nd:YAG ou CO<sub>2</sub>). Após as irradiações das superfícies vestibulares, braquetes metálicos foram colados nestas superfícies empregando-se as duas técnicas de cimentação distintas. Após a colagem dos braquetes, o grau de microinfiltração, após ciclagem térmica, foi avaliado em metade das amostras de cada grupo; as demais, não submetidas à ciclagem térmica, foram destinadas ao teste de cisalhamento para análise da resistência de união. Na análise de microinfiltração, observou-se que os grupos cujos braquetes foram cimentados com OptiBond Solo™ + Transbond XT™ apresentaram maior grau de microinfiltração do que os braquetes cimentados com Transbond XT™, independentemente do tratamento da superfície. A irradiação *laser* promoveu um aumento do grau de microinfiltração, sendo este aumento mais pronunciado quando foram empregados os *lasers* de Nd:YAG e

Er,Cr:YSGG. Em relação à resistência de união, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, independentemente do tratamento da superfície ou da técnica de cimentação do braquete adotada. Desta maneira, de acordo com a metodologia empregada e com os resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que o pré-tratamento do esmalte com lasers de alta intensidade para prevenção da cárie pode favorecer a microinfiltração que ocorre nos braquetes ortodônticos, principalmente se associada com a técnica de cimentação OptiBond Solo™ + Transbond XT™. A irradiação *laser* ou a técnica de cimentação não influenciaram na força de união entre os braquetes e o esmalte. Considerando-se a irreversibilidade da possível perda mineral durante o tratamento ortodôntico e suas conseqüências, o tratamento com *laser* demonstrou ser um promissor coadjuvante na prevenção e manutenção da integridade do elemento dentário.

## ABSTRACT

Considering the potential of high intensity lasers for the prevention of incipient caries lesions, the present study aimed to verify the influence of laser irradiation on the microleakage and bond strength of orthodontic brackets bonded using two different adhesive systems. For the execution of this blind *in vitro* study, 160 bovine lower incisor teeth were selected and were randomly distributed in 8 experimental groups (n = 20), considering the variation of adhesive system (Transbond XT<sup>TM</sup> or OptiBond Solo<sup>TM</sup> + Transbond XT<sup>TM</sup>) and the surface treatment (not irradiated or irradiated by Er,Cr:YSGG, Nd:YAG or CO<sub>2</sub> lasers). After that, ten samples in each group went submitted to thermal cycling and microleakage was evaluated. The remaining samples of each experimental group were submitted to the shear bond test. In the microleakage analysis, it was observed that groups that used OptiBond Solo<sup>TM</sup> + Transbond XT<sup>TM</sup> presented higher microleakage scores than groups that used Transbond XT<sup>TM</sup>, independently of the surface treatment. Laser irradiation promoted an increase of microleakage scores, with higher increment when Nd:YAG and Er,Cr:YSGG lasers were used. Considering the bond strength, it was not observed significant differences among the experimental groups, independently of adhesive system or laser irradiation. According to the methodology used and results obtained in the present study, it is possible to conclude that enamel irradiation with high intensity lasers aimed at caries prevention can favor the microleakage in orthodontic brackets, with higher scores when brackets were bonded using

OptiBond Solo™ + Transbond XT™. Neither laser irradiation nor adhesive system influenced the bond strength of brackets on enamel. Considering the irreversibility of mineral losses and its consequences during orthodontic treatment, laser irradiation is a promissory coadjutant for the prevention and maintenance of teeth.

## ÍNDICE

I. INTRODUÇÃO .....	14
II. OBJETIVOS.....	18
III. REVISÃO DA LITERATURA.....	19
III.1. Etiologia da doença cárie.....	19
III.2. Lasers na prevenção da cárie.....	23
III.3. Adesão.....	30
IV. MATERIAL E MÉTODOS.....	35
IV.1. Delineamento experimental.....	35
IV.2. Preparo das amostras.....	36
IV.3. Tratamento das amostras.....	37
IV.4. Colagem dos braquetes.....	41
IV.5. Análise da microinfiltração.....	44
IV.6. Análise da resistência de união.....	48
IV.6.a. Análise do modo de fratura após a descolagem do braquete.....	51
V. RESULTADOS.....	54
V.1. Análise de microinfiltração.....	54
V.2. Análise da resistência de união.....	60
VI. DISCUSSÃO.....	64
VII. CONCLUSÃO.....	72
VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	74
IX. Anexo 1.....	83

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bis-GMA - bisfenol glicidil metacrilato

°C - graus Celsius

GPDM – dimetacrilato do ácido glicerofosfórico

HEMA – 2-hidroxietil metacrilato

Hz - Hertz

J/cm<sup>2</sup> – Joules por centímetro quadrado

LASER – Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

mJ - milijoules

mm - milímetro

mm/m - milímetro por minuto

mm<sup>2</sup> - milímetro quadrado

MPa - Mega Pascal

MW/cm<sup>2</sup> - megawatt por centímetro quadrado

n - número da amostra

N - Newton

N/mm<sup>2</sup> – Newton por milímetro quadrado

nm – nanometro

pH - potencial hidrogeniônico

RPM – rotações por minuto

s - segundo

TEGDMA - trietilenoglicol dimetacrilato

µm – micrometro

µs – microsegundo

## I. INTRODUÇÃO

---

Má higiene, falta de colaboração do paciente, sobretudo de crianças e adolescentes, dieta inadequada, características específicas de cada indivíduo como a microbiota, a saliva e o tipo de superfície dentária, podem ocasionar desmineralização do esmalte dental em tratamentos ortodônticos com aparelhagem fixa<sup>(1)</sup>. Tais desmineralizações, quando tratadas precocemente, podem regredir sem causar nenhum prejuízo à estrutura dental. Porém, é comum se observar na prática clínica que algumas regiões afetadas evoluem para manchas brancas irreversíveis, resultando em problemas estéticos indesejáveis, com necessidade de tratamento restaurador. Pacientes com potencial para desenvolverem lesões de cárie podem sofrer processos de desmineralização nas áreas adjacentes aos braquetes, bandas e outros acessórios ortodônticos, pela dificuldade de higienização. Além disso, a limitação dos mecanismos de “auto-limpeza” da musculatura oral e da saliva cria condições para o desenvolvimento da cárie, propriamente dita, com danos ainda maiores<sup>(2)</sup>.

Medidas preventivas têm sido adotadas, porém 68% de ortodontistas afirmam que tais medidas ainda não são suficientes para controlar o processo da desmineralização nessa situação, conforme descrito na literatura<sup>(3)</sup>. Estudos *in vivo* tem demonstrado a alta incidência

de manchas brancas e lesões de cárie irreversíveis, mesmo após a remoção dos aparelhos, e cada vez mais se observa a busca por novas possibilidades preventivas<sup>(4)</sup>.

Antes do aparecimento de manchas brancas, alterações bioquímicas e estruturais microscópicas podem ocorrer no esmalte. De origem ectodérmica, o esmalte tem espessura máxima de 2,5 mm, reduzindo-se muito na porção cervical<sup>(5)</sup>. Sua porção mineral – constituída por hidroxiapatita - pode chegar a 96% em peso, sendo o restante composto por material orgânico e água, o que torna possível sua dissolução<sup>(6)</sup>. A desmineralização deste tecido pode ser definida, de maneira bem resumida, como a dissolução da hidroxiapatita da região subsuperficial do esmalte. O equilíbrio do processo de desmineralização e remineralização sofrido constantemente pelo esmalte está diretamente relacionado aos níveis de pH de sua superfície, e esse depende das condições de cálcio e fosfato na saliva e no fluido da placa. Se o pH do esmalte for reduzido para baixo de um limite crítico, haverá perda mineral<sup>(7)</sup>.

Em resposta a tais situações, medidas preventivas têm sido adotadas, tais como instrução de higiene oral, profilaxia profissional, utilização de flúor em diversas formas, como géis tópicos, enxaguatórios, dentifrícios, fluoretação de ligaduras ou elásticos utilizados no tratamento ortodôntico, associados aos sistemas adesivos e cimentos. Também se encontram na literatura relatos sobre a utilização de CPP-ACP (*casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate*), como otimizadora dos efeitos benéficos do flúor tópico<sup>(8)</sup>.

A larga utilização do flúor está baseada na possibilidade de incorporação deste íon à estrutura cristalina do esmalte, formando-se hidroxiapatita fluoretada e fluorapatita, que são estruturas menos solúveis; logo, mais resistentes à desmineralização<sup>2</sup>. Todavia, estudos demonstram que a fluorapatita é obtida apenas quando se realizam reposições de flúor em altas doses ou ainda em baixas doses, mas com uso contínuo<sup>(9)</sup>.

Outro recurso utilizado na prevenção da desmineralização do esmalte é a ação de *lasers* de alta intensidade. Desde os primeiros trabalhos publicados na década de 60, o conceito da utilização do *laser* em tecidos duros passou de uma fase onde se observavam efeitos negativos como carbonização do tecido, produção de trincas estruturais e lesões irreversíveis na polpa pela produção descontrolada de calor, para uma nova era, onde se dispõe de equipamentos com tecnologia bastante desenvolvida e parâmetros conhecidos, sendo possível a obtenção dos efeitos desejados com absoluto controle dos efeitos da interação *laser*-tecido biológico, sejam eles diretos ou indiretos<sup>(10)</sup>. O desenvolvimento de equipamentos de emissão pulsada ou interrompida somado aos sistemas de entrega do feixe cada vez mais adaptados às necessidades odontológicas representam um grande passo a um nível superior de tratamento, permitindo intervenções outrora distantes da realidade clínica.

*Lasers* de alta intensidade têm sido utilizados com o objetivo de modificar a estrutura química e cristalina do esmalte, o que pode favorecer a estabilização de íons de cálcio, fosfato e flúor, por meio da redução significativa do conteúdo de material orgânico intercrystalino, água e carbonato (substância que confere maior solubilidade à

hidroxiapatita), aumentando a resistência do tecido à desmineralização, com diminuição das perdas teciduais sofridas pelo processo de cárie<sup>(2,11,12)</sup>.

Um aspecto fundamental a se considerar quando da utilização da prevenção com *laser* em ortodontia é a qualidade da adesão, pois a superfície tratada receberá os acessórios ortodônticos, mais comumente fixados com materiais resinosos. Devido à modificação da superfície do esmalte após a irradiação, a adesão pode ser alterada. Portanto, é de real interesse que se busquem alternativas que respaldem o uso dos *lasers* em procedimentos preventivos mantendo-se as condições de viabilidade para o tratamento ortodôntico na totalidade de seus objetivos.

## II. OBJETIVOS

---

O presente estudo teve por objetivo avaliar a influência da irradiação do esmalte dental com os *lasers* de CO<sub>2</sub>, Er,Cr:YSGG e Nd:YAG, quando empregados sob a finalidade preventiva, na microinfiltração e resistência de união de braquetes ortodônticos, utilizando-se dois sistemas adesivos distintos: o sistema Transbond XT<sup>TM</sup> e o sistema Optibond Solo<sup>TM</sup> associado à resina Transbond XT<sup>TM</sup>.

### III. REVISÃO DA LITERATURA

---

#### III.1. Etiologia da doença cárie

Perdas minerais, que podem resultar em manchas brancas e lesões de cárie irreversíveis na face vestibular dos dentes permanentes, são consideradas inaceitáveis em ortodontia, ainda mais que muitos pacientes buscam o tratamento por razões estéticas, dentre outras (Fig.1).



**Figura 1** – Paciente que apresenta manchas brancas irreversíveis na região cervical das faces vestibulares, após tratamento ortodôntico de primeira fase.

A doença cárie é multifatorial e está ligada à higiene deficiente, dieta rica em carboidratos fermentáveis, superfície dentária susceptível, capacidade tampão da saliva, presença de microbiota cariogênica, dentre outros fatores secundários<sup>(13)</sup>. A presença dos aparelhos ortodônticos poderá levar a uma limitação da higiene nas áreas ao redor dos braquetes e bandas, especialmente na região entre o acessório e a margem

gingival (Fig. 2). A presença de sacarose, nutriente para o *Streptococcus mutans* (principal bactéria do biofilme), somada à presença de carboidratos fermentáveis (responsáveis pelo acúmulo e maturação da placa) e a presença de áreas de retenção da placa, irão favorecer a instalação do processo de desmineralização. Ainda que o paciente seja motivado e treinado para higienizar a cavidade oral adequadamente, as superfícies irregulares dos acessórios ortodônticos dificultam sobremaneira o controle da perda mineral<sup>(8)</sup>.



**Figura 2** – Evidenciação de placa realizada em uma consulta ortodôntica de rotina em paciente do sexo feminino, 34 anos.

Descalcificações ao redor de braquetes podem resultar na remoção precoce dos aparelhos ortodônticos fixos, impedindo o término adequado do tratamento e, portanto, comprometendo a estabilidade oclusal pós-ortodontia. Em média, os tratamentos ortodônticos possuem duração de 30 meses. Um estudo *in vivo* onde se comparou a quantidade de perda mineral ao redor de braquetes em pré-molares a serem extraídos, em pacientes que receberam instruções de higiene oral utilizando dentifrício fluoretado,

demonstrou 15% de perdas minerais ao redor de braquetes, com 50 mm de profundidade em 1 mês e o problema foi reduzido ou eliminado em outros grupos nos quais, no mesmo intervalo de tempo, utilizaram-se aplicações tópicas de flúor e bochechos diários noturnos, com enxaguatório composto por fluoreto de sódio a 0,05%<sup>(14)</sup>.

Em estudo sobre a utilização de vernizes fluoretados na prevenção do aparecimento de manchas brancas durante o tratamento ortodôntico, alguns trabalhos sobre a eficácia da terapia foram comparados, e concluiu-se que a conduta poderia ser útil na redução das lesões. Sugeriu-se que mais trabalhos clínicos deveriam ser desenvolvidos para se determinar a real eficácia das substâncias. Todavia, até aquela data, os vernizes ainda guardavam aprovação da Food and Drug Administration E.U. para serem utilizados como agentes na prevenção da cárie <sup>(15)</sup>.

A incidência de descalcificações pode chegar a 50% dos elementos dentários envolvidos no tratamento ortodôntico. Em estudo longitudinal realizado na Alemanha, concluiu-se que medidas preventivas como a motivação do paciente, orientação nutricional, evidenciação de placa, profilaxia profissional, fluoretação e uso de clorexedina ainda não foram suficientes para controle da desmineralização em pacientes de alto risco, sendo necessárias medidas adicionais como vernizes fluoretados e irradiações *laser* ao redor dos acessórios fixados<sup>(16)</sup>.

O *laser* de Argônio foi utilizado em um trabalho clínico, onde 9 pacientes tiveram seus 4 pré-molares com indicação de extração divididos em 4 grupos, sendo 1 grupo controle, o segundo, irradiação por *laser* seguida de profilaxia com pedra-pomes, o terceiro grupo, irradiação por *laser*

seguida de profilaxia com pedra-pomes e logo, condicionamento ácido, e o quarto grupo apenas irradiado por laser. Em todos os grupos irradiados usou-se 325 mW de potência, diâmetro do feixe de 5 mm, por 60 s. Nos grupos onde foi realizado condicionamento ácido, utilizou-se ácido fosfórico 30% por 30 s. Os dentes foram bandados para que se criasse uma área de retenção de placa, com possível desmineralização. Após 5 semanas, os dentes foram extraídos, seccionados e analisados com microscopia de luz polarizada. A profundidade das lesões foi reduzida em 94,1% e a área da lesão, reduzida em 94,4% nos grupos irradiados, quando comparados com o grupo controle, mostrando a eficiência do tratamento na prevenção da desmineralização. A profilaxia com pedra-pomes e condicionamento ácido parecem não ter reduzido o efeito do *laser* sobre a solubilidade do esmalte<sup>(17)</sup>.

O controle da desmineralização também tem sido estudado com a utilização do *laser* de Er:YAG. Um estudo *in vitro* comparou a irradiação com esse *laser*, utilizando energias de 100, 200 e 300 mJ, taxa de repetição de 10 pulsos por segundo e *spot size* de 1,0 mm, sendo constatados resultados satisfatórios apenas com as energias menores, onde houve redução da lesão em 32,78% para 200 mJ e 26,93% para 100 mJ<sup>(18)</sup>.

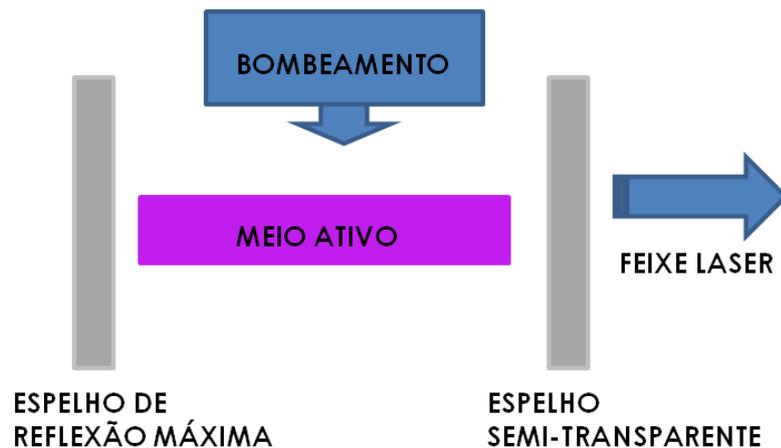
Dessa forma, nota-se que, apesar da antiguidade de sua investigação, a prevenção da cárie ainda se mostra um tema de interesse atual, com necessidades não supridas, levando à busca de soluções alternativas para as diversas situações observadas clinicamente.

### III.2. Lasers na prevenção da cárie

*Lasers* são dispositivos que funcionam baseados no princípio da amplificação da luz pela emissão estimulada de radiação (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*), e possuem diversas aplicações. A partir da teoria de Bohr, sobre a constituição do átomo de hidrogênio e da teoria de quântica de Planck de 1900, Einstein elaborou a teoria da emissão estimulada de luz, em 1917. Dentre os *lasers* aplicados em Odontologia, o *laser* de rubi foi o primeiro a ser utilizado em esmalte humano por Maiman em 1960, com finalidade de aumentar a resistência à desmineralização<sup>(10)</sup>.

Para a construção dos *lasers*, utiliza-se basicamente um meio ativo (sólido, líquido ou gasoso), um sistema de bombeamento (óptico, descarga elétrica, ionização, térmico, químico ou por recombinação), e uma cavidade óptica (câmara de ressonância limitada por diferentes espelhos, corretamente alinhados) (Fig.2).

Em *lasers* bombeados ópticamente, a emissão da radiação *laser* é originada a partir de uma fonte indutora com energia igual à diferença de energia entre os níveis dos átomos do meio ativo, produzindo-se uma inversão de população. Logo serão emitidos fótons multidirecionais que se dispersam pelas paredes da cavidade óptica, gerando um eixo paralelo de fótons, definido pelos espelhos. Os fótons já organizados nesse eixo paralelo serão responsáveis pela emissão estimulada de mais fótons que após amplificação suficiente, são emitidos para fora da cavidade em forma de um feixe *laser* propriamente dito.



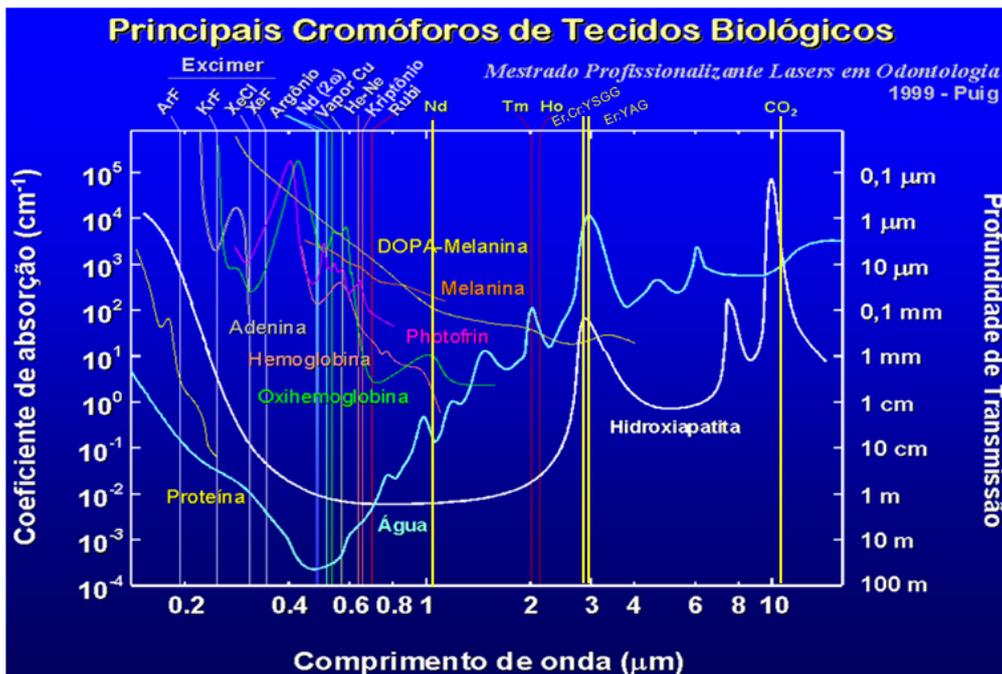
**Figura 2** - Representação básica da produção de um laser.

O sistema de bombeamento é responsável pela reposição da energia emitida, e tal processo poderá gerar calor, o que exige um sistema de resfriamento, necessário para a produção do feixe *laser*. Quando a renovação da energia é sucessiva e constante, obtém-se a emissão *laser* em modo contínuo, diferentemente de quando a inversão de população é intermitente, operando-se emissões pulsadas. A maioria dos *lasers* atualmente pode operar em regime pulsado, com potência de saída oscilante entre uma potência máxima (pico) e zero. A largura temporal do *laser* de CO<sub>2</sub>, 10,6 μm pode ser de 0,1 a 1s, a do *laser* de Érbio de 500 ns e o de Neodímio, de 100 ns, portanto os pulsos são longos, o que gera efeitos térmicos em todos os casos<sup>(19)</sup>.

Cada tipo de meio ativo emitirá um feixe *laser* de comprimento de onda específico, abrangendo uma ampla região do espectro, desde o visível, infravermelho e ultravioleta. Diferenças quanto à construção de

cada *laser* poderão determinar suas propriedades, como a potência, fazendo com que as aplicações clínicas sejam individualizadas. Assim, a interação do *laser* com os tecidos biológicos está sujeita a parâmetros do mesmo, como comprimento de onda, modo de emissão, sistema de entrega do feixe, duração do pulso, energia por pulso, taxa de repetição, fluência (densidade de energia), diâmetro do feixe e características do mesmo; bem como dependerá de propriedades ópticas do tecido-alvo<sup>(19, 20)</sup> (Fig. 4).

O índice de refração, o coeficiente de espalhamento e o coeficiente de absorção do tecido-alvo, dentre outros fatores, poderão determinar diferentes interações com a luz *laser* <sup>(21)</sup>. Tais interações ainda podem desencadear diversas reações complexas produzindo-se vários mecanismos: térmico, fotoquímico, fotofísico, fotobiológico, elétrico, mecânico e quântico. Assim, podem-se observar efeitos biológicos, sejam locais ou à distância<sup>(22)</sup>.



**Figura 3** - O esquema indica a ressonância de cada comprimento de onda aos principais cromóforos do tecido biológico<sup>(23)</sup>.

Com surgimento em 1970, o *laser* de CO<sub>2</sub> é muito utilizado na área cirúrgica devido à sua ressonância com a água. É um *laser* gasoso, composto por dióxido de carbono (CO<sub>2</sub> -5%), nitrogênio (N<sub>2</sub> - 15%) e gás Hélio (80%). Nesse tipo de *laser*, as moléculas excitadas de Nitrogênio emitem fótons que, mediante colisões, transmitem energia às moléculas de CO<sub>2</sub> produzindo nas mesmas uma emissão induzida de fótons, que passa por uma série de transições entre vários estados moleculares até produzirem a radiação *laser* com emissão na região do infravermelho (9,3μm, 9,6 μm, 10,3 μm e 10,6μm). Por ser invisível, essa radiação é acompanhada por um *laser* de Hélio-Neônio de 2 mW, de cor vermelha, que segue o mesmo trajeto para que se visualize o ponto de incidência do

feixe *laser*. Além de sua ressonância com a água, observa-se grande afinidade pela hidroxiapatita, o que motiva seu uso para prevenção da cárie. Um estudo sobre modificações estruturais do esmalte irradiado relacionado à variação de temperatura pulpar demonstrou eficácia na prevenção da cárie com o *laser* de CO<sub>2</sub> 10,6 μm, pulsado, com fluência de 1,5-11,5 J/cm<sup>2</sup> obtendo-se modificação da superfície, com variação da temperatura pulpar de 3°C<sup>(24)</sup>.

Encontram-se, ainda, relatos de 8 casos clínicos, onde irradiou-se dentina afetada por cárie e com exposição pulpar com *laser* de CO<sub>2</sub> com 4W de potência, pulsos de 0,1s, com intervalo maior que 0,5s entre cada disparo, ligeiramente desfocado, sendo observados resultados satisfatórios, com preservação da vitalidade pulpar. Em tais casos, a irradiação com *laser* de CO<sub>2</sub> teve por objetivo a eliminação dos tecidos mais hidratados, secando, condensando e esterilizando a área tratada<sup>(25)</sup>.

*Lasers* de estado sólido são compostos por um hospedeiro dopado com um determinado íon. Duas combinações são bastante utilizadas em Odontologia: a de Er e Nd<sup>3+</sup> na matriz cristalina Y<sub>3</sub>Al<sub>5</sub>O<sub>12</sub> - YAG (Yttrium Aluminium Garnet – granada de ítrio e alumínio), e o *laser* de Er,Cr:YSGG (óxido de gálio, escândio e ítrio, dopado com cromo e érbio), com comprimento de onda de 2,78 μm, que também pode ser utilizado em prevenção com parâmetros específicos<sup>(26,27)</sup>.

O *laser* de Nd:YAG também é de estado sólido (– granada de ítrio e alumínio dopada com Nd<sup>3+</sup>) e se apresenta como um excelente coadjuvante na prevenção e controle das desmineralizações do esmalte<sup>(11,28,29)</sup>. Embora o comprimento de onda desse *laser* ( $\lambda = 1,064$

µm) não esteja associado ao pico de absorção da hidroxiapatita ou da água presentes no esmalte dentário, a associação do mesmo a uma substância fotoabsorvedora permite o controle da técnica, eliminando os riscos de aumento excessivo da temperatura na polpa<sup>(28)</sup>. Observou-se, em estudo *in vitro*, que a utilização de pasta de pó de carvão previamente à irradiação, com energia de 60 mJ por pulso e 10 Hz (84,9 J/cm<sup>2</sup>), e repetindo-se o procedimento por três vezes, resultou em fusão e recristalização do esmalte, livre de manchas residuais e com aumento da temperatura de apenas 1°C na polpa<sup>(12,28,29)</sup>. Em estudo *in vitro*, observou-se que a irradiação do esmalte com *laser* de Nd:YAG, nos mesmos parâmetros já descritos, promoveu redução da perda mineral de forma similar à aplicação tópica de flúor fosfato acidulado (FFA), demonstrando, desta maneira, a eficiência deste *laser* na prevenção de lesões de cárie incipientes. Outro estudo *in vivo*, com acompanhamento clínico por um ano, também demonstrou significativa redução da formação de lesões de mancha branca ao redor de braquetes após irradiação com Nd:YAG sem a aplicação de flúor, comprovando a eficiência deste tratamento também em ortodontia<sup>(12)</sup>.

Os *lasers* de Er:YAG com comprimento de onda 2,94 µm e o de Er,Cr:YSGG com comprimento de onda 2,78 µm, são amplamente utilizados com finalidade preventiva, devido à afinidade de absorção pela hidroxiapatita e água. Ambos possuem capacidade ablativa, porém podem ser utilizados em parâmetros sub-ablativos, visando-se minimizar as alterações morfológicas quando empregados sob finalidade preventiva. Observando-se o espectro de absorção, ainda pode-se notar que o

comprimento de onda do Er,Cr:YSGG tem maior afinidade pela hidroxiapatita quando comparado ao *laser* de Er:YAG, o que pode atribuir-lhe maior eficácia por promover ao mesmo tempo, maior aquecimento superficial e controle da temperatura devido à afinidade pela água presente na sub-superfície do esmalte, garantindo-lhe alta absorção e baixa penetração<sup>(30)</sup>.

Para que se obtenham as alterações desejadas para a prevenção da cárie em esmalte, tanto os parâmetros do *laser* de Er,Cr:YSGG, como fluência, pulso, tamanho da área do feixe, bem como a presença ou não de água durante as irradiações, devem ser observadas<sup>(31)</sup>. Ainda, dentre todas as variáveis que podem influenciar os efeitos da irradiação em esmalte, acredita-se que a densidade de energia ou fluência possui influência direta nos possíveis resultados<sup>(15,32,33,34)</sup>. A aplicação de flúor após a irradiação também foi estudada apresentando-se como tratamento promissor na prevenção da cárie<sup>(31)</sup>. Além do efeito ablativo causado pelo *laser* de Er,Cr:YSGG no esmalte, outras alterações morfológicas e estruturais poderão ser obtidas a partir do derretimento e recristalização do mesmo<sup>(35,36,37)</sup>. Tais modificações alteram a quantidade de cálcio, fósforo, água, carbonato e componentes orgânicos do tecido, obtendo-se um tecido modificado e, portanto, mais resistente à desmineralização<sup>(38, 39; 26, 40)</sup>.

Em estudo recente sobre prevenção com *lasers* de Er:YAG e Er,Cr:YSGG, também se observou que a distância da irradiação influencia a força de adesão ao esmalte. Comparando-se as distâncias de 1, 2, 4 e 6 mm, observou-se que a uma distância de irradiação de 1 mm foram

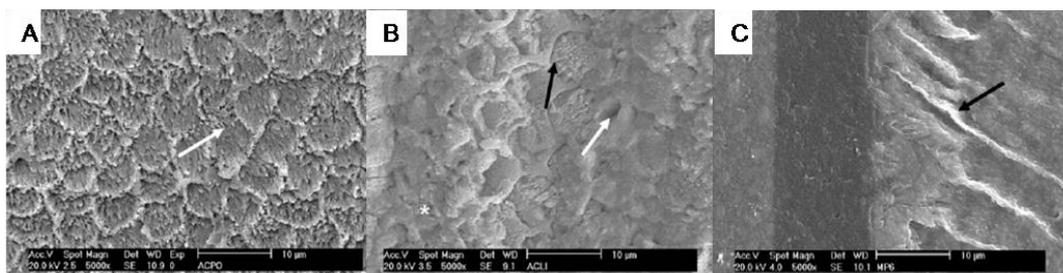
obtidos resultados similares aos obtidos com uso de ácido fosfórico a 38%, não ocorrendo o mesmo quando esta foi alterada <sup>(41)</sup>.

### III.3. Adesão

Não de menor importância e intimamente relacionada à preservação do esmalte, a estabilidade na união dos aparelhos fixos ao elemento dental consiste em um pré-requisito fundamental na otimização do tratamento ortodôntico. Para que houvesse a substituição dos acessórios que inicialmente eram cimentados em torno dos dentes, foi necessário o desenvolvimento de técnicas adesivas que permitissem a união entre a base do acessório e o esmalte dentário. Assim, de um lado foi desenvolvida uma tela metálica retentiva na base do braquete e, por outro lado, desenvolveu-se um sistema adesivo com força de adesão resistente às forças ortodônticas e da mastigação, resistente aos fluidos bucais e portanto insolúvel, e ao mesmo tempo com debilidade suficiente para ser removido após o tratamento, sem causar danos à estrutura dental<sup>(42)</sup>.

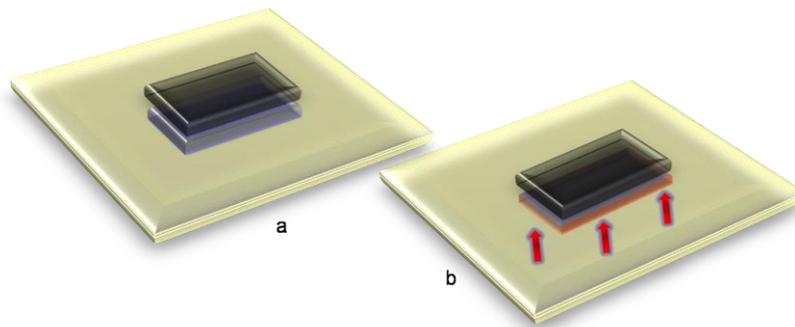
A adesão entre a resina e o esmalte torna-se possível quando é criada uma superfície receptora irregular, geralmente obtida pelo condicionamento ácido do esmalte (ácido ortofosfórico em concentração de 30 a 40%)<sup>(43)</sup> oferecendo condições para que os monômeros resinosos penetrem nos espaços inter e intra-prismáticos por atração capilar, formando pequenos prolongamentos conhecidos como *tags* (Fig. 5).

Adesivos são monômeros hidrofóbicos, porém alguns, como o Optibond Solo™ (Kerr), também podem apresentar componente hidrofílico, favorecendo o contato com o substrato dental. O adesivo Optibond Solo™ (Kerr), apresenta uma parte de carga, podendo sofrer menor contração de polimerização, maior taxa de retenção e liberar flúor<sup>(44)</sup>.



**Figura 5** - Efeito do ácido fosfórico a 35% nas superfícies do esmalte: A e B) aspecto dos prismas de esmalte após desgaste; C) formação dos prolongamentos (tags) de resina na estrutura do esmalte<sup>(45)</sup>.

Microinfiltração é descrita como a entrada de bactérias e outros fluidos e substâncias químicas entre o tecido dentário e os materiais restauradores<sup>(3)</sup> (Fig. 6). Estudos demonstram que esta pode ocorrer tanto na interface entre o adesivo e o esmalte, quanto entre o adesivo e o braquete e que ainda nenhum método demonstrou resistência absoluta à microinfiltração<sup>(29,46,47,48,49)</sup>.



**Figura 6** - Esquema indicando o esmalte, resina e braquete (a) e o local onde geralmente se observa a microinfiltração (b).

Em estudo sobre microinfiltrações em braquetes, quatro situações foram avaliadas: condicionamento ácido, primer auto-condicionante e condicionamentos com laser de Er:YAG e Er,Cr:YSGG. Os menores índices de microinfiltração foram encontrados quando se utilizou condicionamento ácido convencional, e os maiores quando se utilizou laser de Er:YAG nos parâmetros determinados, sendo que o lado gengival apresentou maior incidência quando comparado ao lado oclusal. Diferentes regiões do esmalte, concentração do ácido empregado, tempo de condicionamento, contração de polimerização do adesivo, dentre outros fatores, também podem contribuir com a ocorrência do problema, podendo ocasionar *gaps* entre o adesivo e a superfície do esmalte e conseqüentes áreas de desmineralização<sup>(50)</sup>.

Assim como o conceito de microinfiltração, o conceito de resistência da união é de grande importância em ortodontia, pois os acessórios fixados nos dentes servirão de apoios para que os mesmos sejam movimentados. Os movimentos ortodônticos ocorrem nos três eixos

espaciais, sendo realizados ao mesmo tempo, de acordo com a posição de cada dente. Assim, tanto forças de cisalhamento, quanto pressão ou tração serão exercidas em cada apoio estabelecido<sup>(51)</sup>.

Para se determinar a resistência de união, testes de tração, microtração e cisalhamento têm sido realizados. Entre os três, o teste de cisalhamento é o mais comum, pois ensaia forças paralelas à união entre o adesivo e o dente, similares à situação clínica<sup>(52)</sup>. A intensidade de força exercida sobre os braquetes para a movimentação ortodôntica está entre os valores de 2,86 a 7,59 MPa<sup>(53)</sup>.

Quanto à utilização de dentes bovinos neste experimento em lugar de dentes humanos, pode-se atribuir confiabilidade quando às semelhanças. Devido às dificuldades cada vez maiores na obtenção de dentes humanos, considerando-se que cada vez mais a Odontologia se torna conservadora e acessível à população, dentes humanos têm sido substituídos por bovinos nas pesquisas. Muitos estudos de adesão em dentes bovinos já foram realizados, demonstrando compatibilidade aos realizados com dentes humanos. Em estudo comparativo de teste de resistência ao cisalhamento entre três grupos de dentes - humanos permanentes, humanos decíduos e bovinos, concluiu-se que entre os 3 grupos não houve diferenças estatisticamente significantes quanto à resistência, podendo-se substituir os mesmos para experimentos laboratoriais, pela facilidade de aquisição e manipulação, além semelhança estrutural. Quanto ao tipo de fratura, relatou-se que na maioria dos casos, a fratura se deu entre o braquete e o compósito, com

valores entre 12,96 MPa e 17,03 MPa, demonstrando superioridade à resistência adesiva média preconizada – 5,6 a 7,8 MPa.<sup>(54,55)</sup>

O tempo de instalação dos arcos sobre os acessórios (braquetes) instalados e o tempo de início da ativação mecânica também influenciam a resistência de união. Um trabalho descrito na literatura compara a resistência ao cisalhamento 10 min e 24h após a colagem, verificando-se maior resistência no segundo caso. Nesse trabalho, onde foram utilizadas a resina quimicamente polimerizável Concise Ortodôntica e Z100, fotopolimerizável, 90% das fraturas foram consideradas adesivas, pois ocorreram entre o adesivo e o braquete<sup>(56)</sup>.

Desta maneira, no tratamento ortodôntico podem-se destacar duas necessidades: eficiência na adesão de braquetes e prevenção das possíveis desmineralizações nas áreas adjacentes aos braquetes, tendo em vista o grande tempo de tratamento ortodôntico e a dificuldade do controle da higiene, sendo alguns dos fatores da motivação desse trabalho.

## IV. MATERIAIS E MÉTODOS

---

### IV.1. Delineamento experimental

Para a realização deste estudo cego *in vitro*, foram selecionados 160 dentes incisivos inferiores bovinos, os quais foram aleatoriamente distribuídos em 8 grupos distintos ( $n = 20$ ), variando-se o sistema adesivo empregado (Transbond XT<sup>®</sup> ou OptiBond Solo<sup>®</sup> + Transbond XT<sup>®</sup>) e o tratamento de superfície (não irradiado ou irradiação com *lasers* de Er,Cr:YSGG, Nd:YAG ou CO<sub>2</sub>). Após as irradiações das superfícies vestibulares, braquetes metálicos foram colados nestas superfícies empregando-se as duas técnicas de cimentação distintas, conforme mencionado anteriormente. Após a colagem dos braquetes, as amostras permaneceram sob temperatura constante de 37° C por 24 horas. Após este período, 10 amostras de cada grupo experimental foram submetidas à ciclagem térmica e, em seguida, imersas em solução de azul de metileno a 1% por 24 horas, seccionadas longitudinalmente e avaliadas para verificar-se o grau de microinfiltração. As demais 10 amostras de cada grupo foram embutidas em resina acrílica quimicamente ativada e submetidas ao teste de cisalhamento para análise da resistência de união. Desta maneira, este trabalho possui, como fatores em estudo, o sistema adesivo e a irradiação *laser*, como unidades experimentais, dentes incisivos bovinos e, como variáveis resposta, porcentagem de microinfiltração e valores de resistência de união. Os dados obtidos foram

analisados estatisticamente de forma independente para cada variável resposta, de acordo com a homogeneidade, normalidade e independência que os dados apresentaram, considerando-se significância estatística de 5%.

## **IV.2. Preparo das amostras**

Selecionaram-se 160 dentes incisivos bovinos, livres de cárie, trincas ou defeitos estruturais. Tais dentes foram obtidos em frigoríficos, após aprovação do Comitê de Ética em Uso Animal do IPEN-CNEN/SP (Anexo 1). Os dentes foram armazenados em água destilada e mantidos em refrigerador a +4° C até o início dos procedimentos.

Os dentes foram selecionados após exame minucioso com auxílio de lupa estereoscópica com aumento de 10X (Nikon Inc. Instrument Group, NY, USA), com o intuito de verificar eventuais trincas ou lesões de mancha branca. Os que apresentaram defeitos estruturais foram excluídos. Os dentes selecionados foram lavados com água e detergente.

A raiz de cada elemento foi separada das respectivas coroas com disco diamantado sob refrigeração, com a cortadeira Accuton II (Struers, Rotherham, UK). Em seguida, foi realizada raspagem ultrassônica (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) e profilaxia com pedra pomes, água e escova Robinson<sup>®</sup> em baixa rotação para a remoção de placas e cálculos. Secou-se e realizou-se a vedação da extremidade seccionada com resina epoxi e cianoacrilato de metila. Após secagem, as amostras foram submetidas à nova limpeza em lavadora ultrassônica (Cristófoli Equipamentos, Campo Mourão, Brasil) por 10 minutos.

### IV.3. Tratamento das amostras

As amostras assim preparadas foram aleatoriamente distribuídas em 8 grupos de 20 amostras cada. Após identificação com ponta diamantada esférica em alta rotação nas superfícies palatinas dos dentes, as amostras foram submetidas aos tratamentos propostos, conforme descrito na Tabela 1.

**Tabela 1** - Grupos experimentais do presente estudo (n = 20).

Grupo	Pré-tratamento do esmalte	Colagem do braquete
G1	Sem tratamento	Transbond XT
G2	Sem tratamento	OptiBond Solo + Transbond XT
G3	Irradiação com laser de Er,Cr: YSGG	Transbond XT
G4	Irradiação com laser de Er,Cr: YSGG	OptiBond Solo + Transbond XT
G5	Irradiação com laser de Nd:YAG	Transbond XT
G6	Irradiação com laser de Nd:YAG	OptiBond Solo + Transbond XT
G7	Irradiação com laser de CO <sub>2</sub>	Transbond XT
G8	Irradiação com laser de CO <sub>2</sub>	OptiBond Solo + Transbond XT

A superfície vestibular das amostras foi irradiada empregando-se um dos três *lasers* propostos, conforme descrito a seguir, por um único operador treinado. As irradiações foram realizadas manualmente sob forma de varredura, numa velocidade aproximada de 1 mm/s para todos os grupos, primeiro no sentido horizontal e depois no sentido vertical, de forma que toda a superfície vestibular fosse irradiada, respeitando-se a

distância fibra-superfície preconizada para cada *laser*. Antes de cada irradiação, a energia emitida pelo *laser* foi determinada por um medidor de energia (Coherent FieldMaster GS + Detetor LM45; Coherent, CA, USA) imediatamente antes das irradiações e a cada 5 amostras irradiadas (fig. 7). Os parâmetros *laser* empregados neste estudo estão discriminados na Tabela 2.



**Figura 7** - Aferições das energias por pulso (mJ/pulso), por medidor de energia, realizadas antes de cada irradiação *laser*. Em (a), para *laser* de CO<sub>2</sub>; em (b) para *laser* de Er,Cr:YSGG e, em (c), para *laser* de Nd:YAG.

**Tabela 2:** Parâmetros das irradiações *laser* empregados<sup>(24)</sup>.

<i>Laser</i>	Potência média (display)	Taxa de repetição	Largura de pulso	Distância da superfície	Diâmetro do spot	Energia por pulso (medida)	Densidade de energia (calculada)
Er,Cr:YSGG	0,25 W	20 Hz	140 – 200 $\mu$ s	1 mm	750 $\mu$ m	12,5 mJ	2,8 J/cm <sup>2</sup>
Nd:YAG	0,6 W	10 Hz	100 $\mu$ s	0 mm	300 $\mu$ m	60 mJ	84,9 J/cm <sup>2</sup>
CO <sub>2</sub>	0,35 W	50 Hz	10 ms	10 mm	300 $\mu$ m	7 mJ	10 J/cm <sup>2</sup>

Para a irradiação das amostras com *laser* de Er,Cr:YSGG, foi empregado o *laser* Biolase (Millenium, Biolase Technology, Inc., San Clemente, CA – fig. 8), do Laboratório Especial de *Laser* em Odontologia (LELO-FOUSP). Este *laser* emite no comprimento de onda de 2,78  $\mu\text{m}$ , com pulsos variando entre 140 a 200  $\mu\text{s}$ , por meio de uma fibra óptica flexível de 750  $\mu\text{m}$  de diâmetro terminada por uma ponta de cristal de safira banhada por um spray de ar/água ajustável. As irradiações foram realizadas com ponta de safira tipo S75 (750  $\mu\text{m}$  de diâmetro), com ausência de spray ar-água, e distância padronizada de 1 mm da superfície do esmalte <sup>(57)</sup>.

Para a irradiação das amostras com *laser* de Nd:YAG, foi empregado o *Laser* Pulse Master 1000 (ADT, USA – fig. 8), do Laboratório Especial de *Laser* em Odontologia (LELO-FOUSP). Este *laser* emite no comprimento de onda de 1,064  $\mu\text{m}$  e possui largura de pulso de 100  $\mu\text{s}$ . Para as irradiações, foi empregada fibra óptica com diâmetro de 300  $\mu\text{m}$ , sob modo contato. Previamente às irradiações, foi aplicada sobre a superfície do esmalte uma substância fotoabsorvedora, composta por uma pasta de carvão vegetal dissolvido em álcool 50%, aplicada com pincel #01. A pasta foi aplicada antes da irradiação no sentido horizontal e reaplicada antes da irradiação no sentido vertical. As irradiações foram realizadas com a fibra em contato com a superfície do esmalte <sup>(28)</sup>.

Para a irradiação das amostras com *laser* de CO<sub>2</sub>, foi empregado o *laser* UM-L30 (Union Medical Engineering CO., Gyeonggi-Do, Coréia – fig. 8), do Laboratório Especial de *Laser* em Odontologia (LELO-FOUSP). Este *laser* emite no comprimento de onda de 10,6  $\mu\text{m}$ . As irradiações

foram realizadas com ponta de 300  $\mu\text{m}$  de diâmetro e distância padronizada de 10 mm da superfície do esmalte. No momento das irradiações, o equipamento *laser* foi ajustado para emitir pulsos com duração de 10 ms, 10 ms de *time off* e taxa de repetição de 50 Hz<sup>(28)</sup>.

Após as irradiações, as amostras foram lavadas levemente com água destilada por 1 minuto e secas com jato de ar, sendo mantidas em recipiente hermeticamente fechado e identificado até o momento da colagem dos braquetes, o que foi realizado no mesmo dia.



**Figura 8** - Equipamentos *laser* empregados neste estudo. Em (a), *laser* de CO<sub>2</sub>, em (b), *laser* de Er,Cr:YSGG e, em (c), *laser* de Nd:YAG.

#### IV.4. Colagem dos braquetes

Para a colagem dos braquetes, fixou-se cada elemento individualmente em um suporte com silicona de adição (Speedex, Vigodent, RJ, Brasil), posicionando-se todas as amostras na mesma altura, paralelamente à base do suporte, deixando-se exposta apenas a face vestibular (fig. 9). Cada amostra foi protegida com papel celofane no momento de inserí-las na silicona, para não haver contaminação da face vestibular, o que poderia prejudicar a adesão.



**Figura 9** - Embutimento das amostras em moldes de silicona para colagem dos braquetes.



**Figura 10** – Sistemas adesivos empregados neste estudo: Transbond XT (3M - **A**) e adesivo Solo (Kerr - **B**).

Para os grupos G1, G3, G5 e G7, a colagem dos braquetes foi efetuada empregando-se apenas o sistema adesivo Transbond XT™ Light Cure Adhesive (3M, MN, USA), de acordo com as recomendações do fabricante. Este sistema consiste de um *primer*, a ser aplicado sobre o esmalte, e de uma pasta, a ser aplicada sob o braquete. Para sua aplicação, realizou-se condicionamento do esmalte com ácido ortofosfórico a 37% (3M, MN, USA) por 15 segundos, lavagem com água destilada por mais 15 segundos e secagem com leve jato de ar livre de óleo, evitando a desidratação do tecido. Em seguida aplicou-se o *primer* sobre a superfície do esmalte com auxílio do pincel *microbrush*, e a pasta do sistema foi aplicada sob toda a superfície do braquete, o qual foi posicionado no meio da superfície vestibular de cada amostra (fig. 10).

Para os grupos G2, G4, G6 e G8, a colagem dos braquetes foi efetuada empregando-se o sistema adesivo OptiBond Solo Plus™ (Kerr Corporation, CA, USA) associado ao sistema adesivo Transbond XT™. Para tal, realizou-se condicionamento do esmalte com ácido ortofosfórico a 37% (3M, MN, USA) por 15 segundos, lavagem com água destilada por mais 15 segundos e secagem com leve jato de ar livre de óleo. Em seguida aplicou-se o adesivo OptiBond Solo™ vigorosamente com auxílio do pincel *microbrush* e fotopolimerizou-se por 10 segundos, com fotopolimerizador Ultralux (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil). Em seguida colocou-se a pasta do sistema Transbond XT™ sob toda a superfície do braquete a ser colado, o qual foi posicionado no meio da superfície vestibular de cada amostra.

Para este estudo, utilizaram-se 160 braquetes metálicos para dentes incisivos centrais superiores (Ovation, GAC, Dentsply, NY, USA), de área de 13,9 mm<sup>2</sup> (58). Cada braquete foi colado por um único operador experiente, na face vestibular das amostras. Para a colagem, foi sempre utilizada a mesma quantidade de adesivo e de pasta e, para padronização da carga exercida durante a colagem do braquete (453,6 gramas), foi utilizada uma Agulha Maior de Gilmore, cedida pelo Departamento de Materiais Dentários da FOUSP, de forma que, após a inserção do cimento na base do braquete e posicionamento deste na face vestibular do dentes, era posicionada a Agulha Maior de Gilmore na face central do braquete (fig.11). A remoção do excesso de cimento foi realizada antes da retirada da amostra da Agulha Maior de Gilmore, e em seguida, fotopolimerizou-se cada lado do braquete por 10 s (total = 40 s).

Após a colagem dos braquetes, as amostras foram imersas em água destilada e mantidas em estufa a 37°C por 24h.



**Figura 11** - Colagem do braquete na superfície vestibular do dente bovino empregando-se a Agulha Maior de Gilmore para padronização da posição e carga.

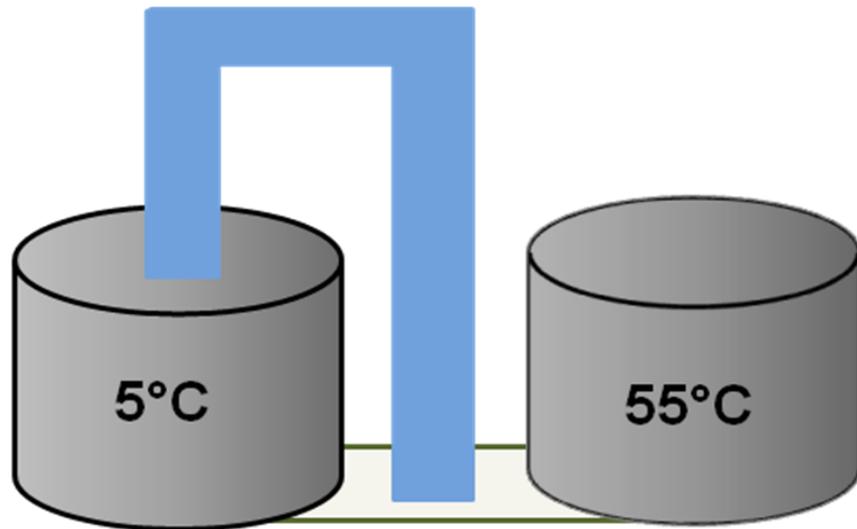
#### **IV.5. Análise da microinfiltração**

Dez amostras de cada grupo experimental foram aleatoriamente separadas para teste de microinfiltração. As amostras destinadas a esta análise foram primeiramente submetidas ao processo de termociclagem, buscando-se o envelhecimento do adesivo da mesma forma que ocorreria com o uso do braquete durante o tratamento ortodôntico. Neste estudo, a termociclagem envolveu 500 ciclos, e foi realizada com água destilada, a

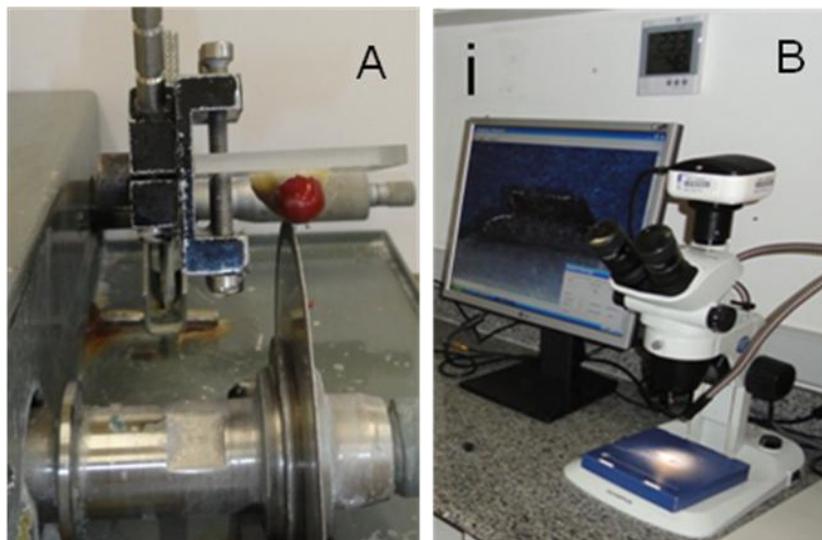
uma temperatura entre 5 e 55°C. As amostras foram imersas em cada banho por 20 segundos e o tempo de transferência entre cada um foi de 5 a 10 s, conforme as recomendações do ISO 11405 de 1994 (fig. 12).

Após a termociclagem, as amostras foram seladas com 2 camadas de esmalte cosmético (Colorama/LOréal, Rio de Janeiro, Brasil) em toda a extensão, exceto 2 mm ao redor do braquete. Em seguida, as amostras foram imersas em solução de azul de metileno 1%, por 24 h, em temperatura ambiente. Decorrido este tempo, as mesmas foram lavadas em água corrente por 1 min., secas e armazenadas (fig.10).

Em seguida, as amostras foram submetidas à avaliação microscópica buscando-se quantificar o grau de microinfiltração. Para esta avaliação, as amostras foram seccionadas no sentido cérvico-incisal, com disco diamantado sob refrigeração em velocidade de 270 rpm, na cortadeira Labcut 1010 (Extec®, Enfield, USA) obtendo-se dois cortes de 1 mm de espessura de cada amostra (fig. 13). Os corpos-de-prova assim obtidos foram fotografados com câmera acoplada a um estereomicroscópio com ampliação de 20X (Olympus Q5, Japão), do Departamento de Materiais Dentários da FOUSP. Foram realizadas fotografias dos dois lados de cada corpo-de-prova, de forma que foram obtidas 4 imagens de cada dente.

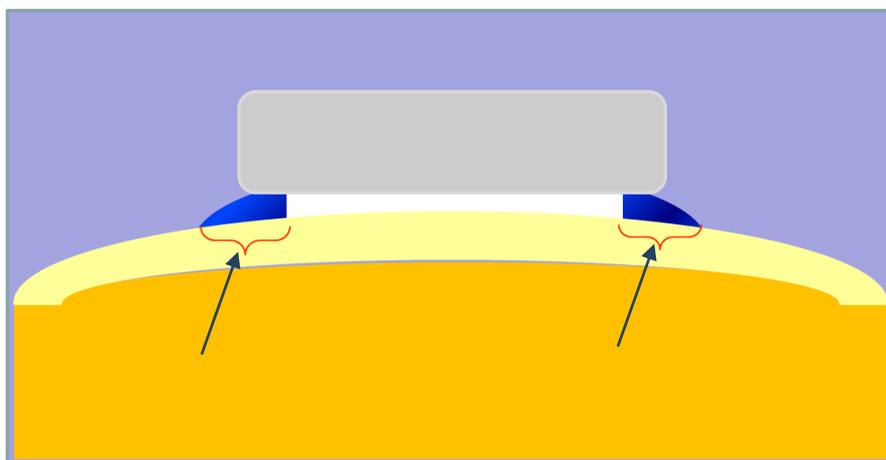


**Figura 12** - Esquema do ensaio de termociclagem empregado neste estudo.



**Figura 13** - Preparo dos corpos-de-prova para análise de microinfiltração. (a) cortes no sentido cérvico-incisal em cortadeira de precisão; (b) câmera acoplada a estereomicroscópio para análise das secções.

A porcentagem de microinfiltração marginal na interface esmalte-adesivo e esmalte-braquete foi analisada por meio do programa ImageJ 1.34u (National Institutes of Health, USA), por um único avaliador, com ampliação de 100 X. A porcentagem total de microinfiltração na interface esmalte-adesivo foi obtida pela somatória das porcentagens de microinfiltração observadas nas bordas incisal e gengival de cada fatia. Para tal, mediu-se o comprimento total do adesivo e em seguida, o comprimento do adesivo infiltrado pelo azul de metileno nas duas extremidades, calculando-se então a porcentagem de microinfiltração de cada amostra. A porcentagem média de microinfiltração foi calculada a partir das 4 observações de cada amostra (fig.14).



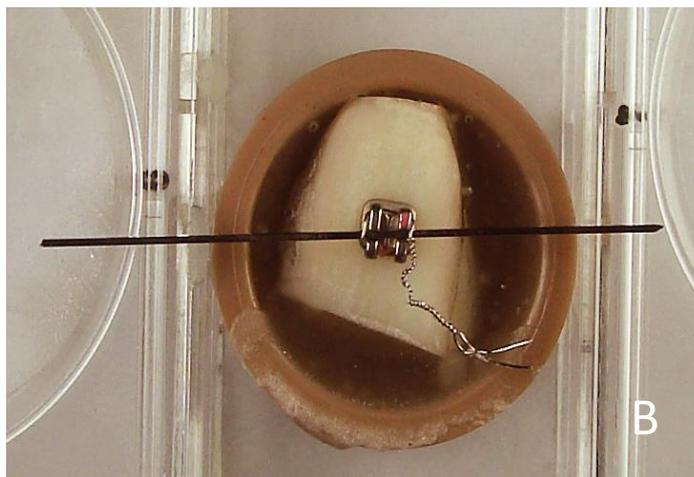
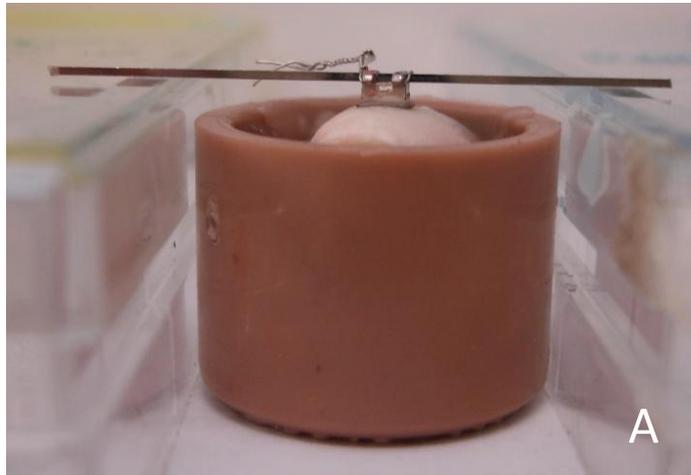
**Figura 14** – Esquema indicando a medição da extensão de microinfiltração das amostras.

## IV.6. Análise da resistência de união

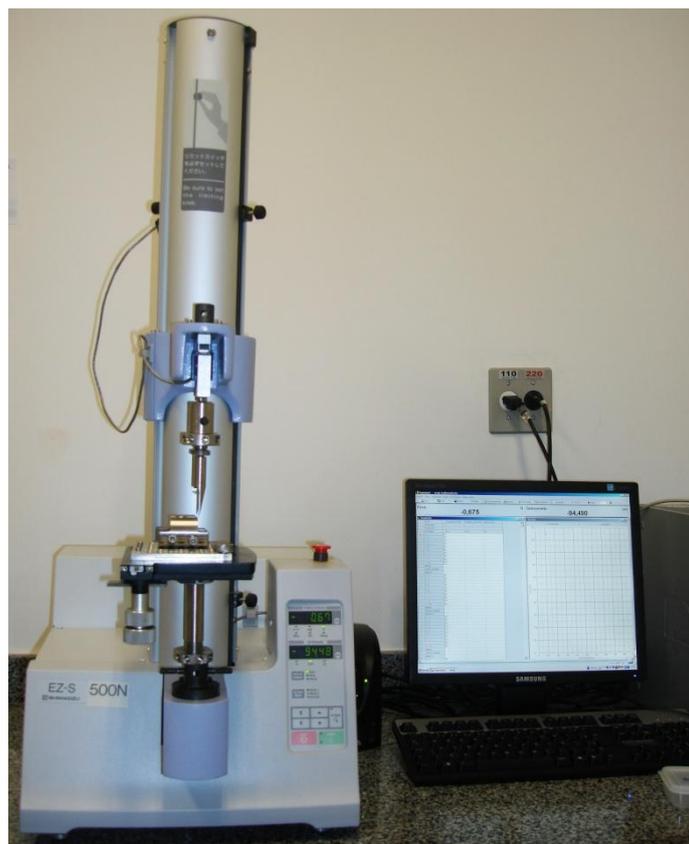
As 10 amostras remanescentes de cada grupo experimental foram, então, destinadas à análise de resistência de união por teste de cisalhamento.

Para tal, as amostras foram posicionadas em matrizes de PVC com 25mm de diâmetro devidamente identificadas, com auxílio de fios ortodônticos (aço, retangulares, 19X25”, Morelli, Sorocaba-SP, Brasil) e suportes de acrílico de tamanho padronizado, o que possibilitou o posicionamento da união braquete-esmalte paralelamente à base da matriz (Fig. 15). Após posicionamento, procedeu-se ao embutimento das amostras, por meio de versão de resina acrílica quimicamente ativada Jet (Clássico, SP, Brasil). Após a completa polimerização da resina, os corpos de prova estavam prontos para encaixe no dispositivo da máquina de ensaios universal.

Para a realização dos ensaios, empregou-se a Máquina de Ensaio Universal (EZ Test; Shimadzu Corp, Kyoto, Japan), operando com uma célula de carga de 500 N, cisalhando cada corpo-de-prova a uma velocidade fixa de 1 mm/min<sup>(59)</sup>. Para a realização dos testes, os corpos-de-prova foram posicionados em um dispositivo apropriado para a matriz de PVC empregada, ficando somente o braquete exposto à força aplicada pela ponta ativa na parte superior do braquete, gerando uma resistência ao cisalhamento na interface (fig. 17). O posicionamento assim efetuado garantiu que a carga fosse aplicada sempre paralelamente à interface adesiva.



**Figura 15 A,B** - Posicionamento da amostra no interior da matriz de PVC com auxílio de fio ortodôntico e suportes de acrílico, possibilitando o posicionamento da interface adesivo-esmalte paralelamente à base da matriz.

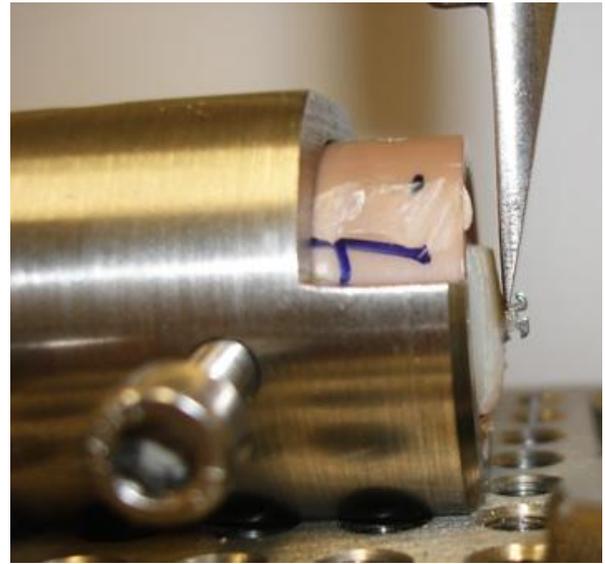


**Figura 16** - Máquina de ensaio universal empregada neste estudo.

A máquina de ensaio universal apresenta-se conectada a um computador, de forma que, assim que o braquete se descole da superfície, a força em Newtons necessária para tal deslocamento é registrada por meio do software Trapezium 2 (Shimadzu Corp, Kyoto, Japan, versão 2.33), correspondendo ao limite de resistência de união (fig. 15). Os dados obtidos são transportados para planilhas e convertidos em MPa por meio da divisão dos valores de força obtidos pela área do braquete ( $\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$ ).



(a)



(b)

**Figura 17** - (a) Dispositivo para posicionamento de corpo-de-prova para teste de cisalhamento. (b) Posicionamento do corpo-de-prova com a interface adesivo-esmalte paralelamente ao sentido de aplicação da carga.

#### *IV.6.a. Análise do modo de fratura após a descolagem do braquete*

Após a descolagem, as superfícies do braquete e do esmalte foram avaliadas buscando-se visualizar a quantidade de adesivo remanescente. A classificação quanto aos tipos de fratura é descrita na **Tabela 3**. Os dados obtidos auxiliam na caracterização das falhas adesivas por meio da avaliação das interfaces envolvidas nas fraturas, permitindo análise estatística e comparação entre os grupos.

**Tabela 3** - Classificação dos tipos de fratura encontrados no presente estudo.

Denominação	Significado
<b>AE</b>	Fratura adesiva entre adesivo e esmalte dental
<b>AB</b>	Fratura adesiva entre adesivo e base do braquete
<b>CS</b>	Fratura coesiva de substrato
<b>M</b>	Fratura mista

#### IV.7. Análise estatística

Para análise estatística, os dados obtidos neste estudo foram analisados individualmente para cada variável resposta.

Primeiramente, os valores das porcentagens de microinfiltração de cada amostra, assim como os valores de resistência de união (MPa), foram submetidos à análise de independência, normalidade e homogeneidade buscando-se a possibilidade de análise de variância. A independência foi garantida pela forma com que o experimento foi executado. A homogeneidade de variância foi avaliada pelo teste de Levene e a normalidade através do teste de Shapiro-Wilk, ambos ao nível de 5% de significância. Como estes critérios não foram preenchidos para o teste de microinfiltração, foi realizada análise estatística com o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, empregando-se o software Minitab 13.1. Para o contraste entre os grupos, foi empregado o teste *post-hoc* de Student-Newman-Keuls, considerando-se 5% de significância estatística.

Para a análise da resistência de união, o diagnóstico da amostra ou análise dos resíduos evidenciou normalidade, independência e homogeneidade, atendendo os pressupostos necessários à utilização de teste estatístico paramétrico de Análise de Variância, <sup>(60)</sup> complementado pelo teste Post-Hoc de Tukey para realização dos contrastes, considerando-se 5% de significância estatística.

## V. RESULTADOS

---

### V.1. Análise de microinfiltração

A **Tabela 4** evidencia as médias e os respectivos valores de desvio padrão das porcentagens de microinfiltração encontradas para cada grupo experimental.

**Tabela 4** – Média (%)  $\pm$  desvio-padrão de porcentagem de microinfiltração observados nos diferentes grupos experimentais.

	Sem irradiação	Er,Cr:YSGG	Nd:YAG	CO <sub>2</sub>
<b>Transbond XT</b>	0,00 $\pm$ 0,0	1,15 $\pm$ 0,4	1,77 $\pm$ 1,0	0,25 $\pm$ 0,2
<b>Optibond Solo</b>	4,76 $\pm$ 2,3	6,48 $\pm$ 2,6	9,02 $\pm$ 3,4	2,07 $\pm$ 1,2

Os resultados obtidos pelo teste estatístico de Kruskal-Wallis são mostrados nas Tabelas 5, 6 e 7. Por estes dados, nota-se haver diferenças estatisticamente significantes entre alguns grupos de tratamento.

**Tabela 5** - Resultados do teste de Kruskal-Wallis

<b>Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado</b>	<b>363485</b>
<b>Valor do X<sup>2</sup> para 7 graus de liberdade</b>	36,3485
<b>p (Kruskal-Wallis)</b>	0,0000

**Tabela 6** - Médias dos postos das amostras calculadas pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis.

<b>Grupo de tratamento</b>	<b>Média dos postos (posto médio)</b>
<b>G1 (não irradiado + Transbond XT)</b>	10,0000
<b>G2 (não irradiado + OptiBond Solo)</b>	37,1000
<b>G3 (Er,Cr:YSGG + Transbond XT)</b>	16,8750
<b>G4 (Er,Cr:YSGG + OptiBond Solo)</b>	43,6250
<b>G5 (Nd:YAG + Transbond XT)</b>	22,3333
<b>G6 (Nd:YAG + OptiBond Solo)</b>	49,2500
<b>G7 (CO<sub>2</sub> + Transbond XT)</b>	12,8750
<b>G8 (CO<sub>2</sub> + OptiBond Solo)</b>	25,3571

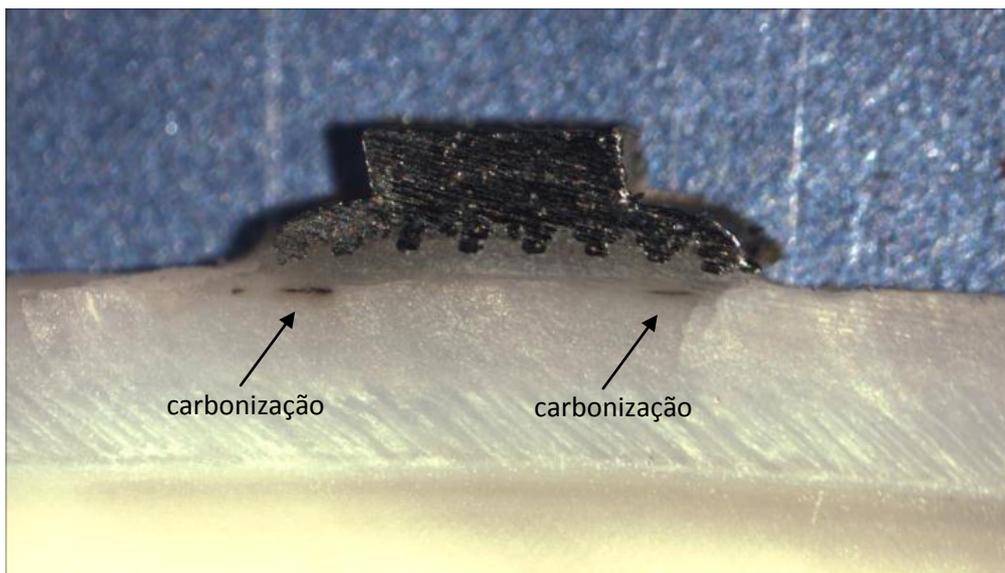
**Tabela 7** - Comparação entre as médias dos postos das amostras, pertinentes a este estudo, pelo teste de Student-Newmann-Keuls (s. = significante; n.s. = não significante).

<b>Grupos comparados</b>	<b>Diferença entre postos</b>	<b>Valor de p calculado</b>	<b>Significância</b>
<b>Grupos G1 e G2</b>	27,1000	0,0005	s.
<b>Grupos G1 e G3</b>	6,8750	0.3985	n.s.
<b>Grupos G1 e G5</b>	12,3333	0,1588	n.s.
<b>Grupos G1 e G7</b>	2,8750	0,7706	n.s.
<b>Grupos G2 e G3</b>	20.2250	0.0067	s.
<b>Grupos G2 e G4</b>	6.5250	0.3819	n.s.
<b>Grupos G2 e G6</b>	12.1500	0.1917	n.s.
<b>Grupos G2 e G7</b>	24.2250	0.0092	s.
<b>Grupos G2 e G8</b>	11.7429	0.1299	n.s.
<b>Grupos G3 e G4</b>	26.7500	0.0007	s.
<b>Grupos G3 e G6</b>	32.3750	0.0008	s.
<b>Grupos G4 e G5</b>	21.2917	0.0122	s.
<b>Grupos G4 e G7</b>	30.7500	0.0014	s.
<b>Grupos G4 e G8</b>	18.2679	0.0249	s.
<b>Grupos G5 e G6</b>	26.9167	0.0080	s.
<b>Grupos G6 e G7</b>	36.3750	0.0011	s.
<b>Grupos G6 e G8</b>	23.8929	0.0154	s.
<b>Grupos G7 e G8</b>	12.4821	0.2056	n.s.

Uma fotografia representativa das secções obtidas de cada amostra é mostrada na figura 18(a), onde se pode notar pequena porcentagem de microinfiltração na margem cervical do braquete, na interface adesivo-esmalte. Nenhuma das amostras analisadas neste estudo apresentou infiltração na interface adesivo-braquete. Nesta mesma figura - Figura 18(b), é possível notara presença de pequenos pontos de carbonização no esmalte sob o braquete, evidenciando-se a ação da irradiação *laser* neste tecido.

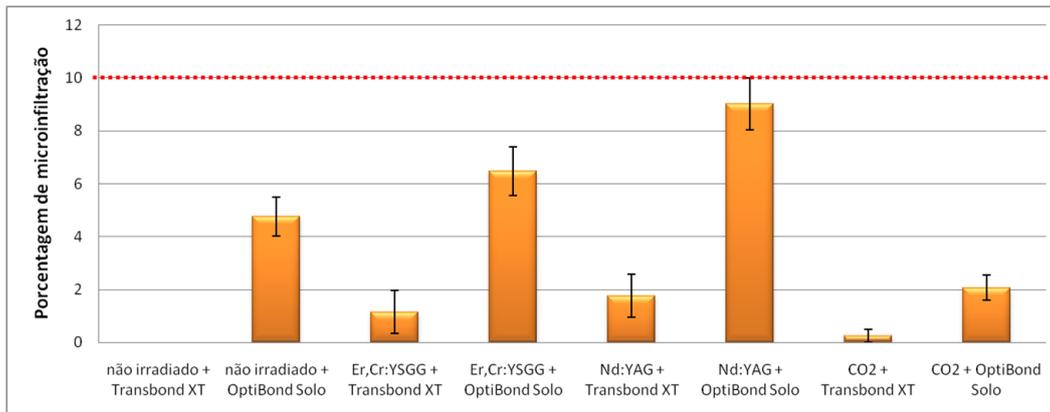


(a)



(b)

**Figura 18** - Imagem representativa de secção de amostra do presente estudo (a), onde se evidencia presença de pequena microinfiltração na margem cervical do braquete (seta). Na imagem (b), notam-se pontos de carbonização do esmalte causados pela irradiação *laser* (setas).



**Figura 19:** Médias de porcentagem de microinfiltração nos diferentes grupos de tratamento. Barras evidenciam erro padrão. Reto vermelha indica a maior porcentagem de microinfiltração encontrada neste estudo (10%).

A Figura 119 ilustra as porcentagens médias de microinfiltração obtidas nos diferentes grupos de tratamento propostos. Pode-se observar, em todos os grupos deste trabalho, que os valores médios de microinfiltração, por dente, foram inferiores a 10% da superfície do braquete analisada, o que significa baixos valores de microinfiltração para todos os grupos de tratamento e evidencia, desta maneira, que todos os tratamentos propostos não prejudicaram de maneira expressiva o desempenho dos braquetes, avaliado por microinfiltração. Pode-se também observar que o grupo G1 (sem tratamento e colagem com sistema Transbond XT™) foi o que apresentou melhor performance, pois nenhuma das amostras avaliadas apresentou microinfiltração.

De acordo com a figura 19, em comparação com a tabela 7 (nas comparações entre os grupos G1 e G2, grupos G3 e G4, grupos G5 e G6 e grupos G7 e G8), observa-se que a associação do sistema adesivo OptiBond Solo™ ao sistema Transbond XT™ aumentou significativamente a microinfiltração para todos os grupos testados, independentemente do tratamento superficial.

Com relação ao tratamento do esmalte com irradiação *laser*, é possível dizer que o *laser* de Er,Cr:YSGG não promoveu aumento na microinfiltração de braquetes, independentemente do sistema adesivo empregado (comparações entre os grupos G1 e G3 e grupo G2 e G4). Tal fato também se repete com relação ao tratamento com o *laser* de Nd:YAG (comparações entre os grupos G1 e G5 e grupo G2 e G6) e com o *laser* de CO<sub>2</sub> (comparações entre os grupos G1 e G7 e grupo G2 e G8). Embora tenha se percebido uma tendência de aumento de microinfiltração nos grupos irradiados quando comparados aos respectivos grupos controles, isto não foi estatisticamente significativo.

Comparando-se a performance dos *lasers* entre si, pode-se observar que o *laser* de CO<sub>2</sub> foi o que promoveu menores porcentagens de microinfiltração quando comparado aos demais *lasers*. Contudo, isto somente foi evidenciado estatisticamente quando a colagem dos braquetes foi efetuada empregando-se a associação dos sistemas adesivos OptiBond Solo™ e Transbond XT™, isto é, na comparação entre os grupos G4 e G8 e grupo G6 e G8. Desta forma, é possível inferir que o *laser* de CO<sub>2</sub> melhora o desempenho do sistema adesivo OptiBond Solo™ em relação à microinfiltração.

## V.2. Análise da resistência de união

A Tabela 8 mostra a média e o desvio-padrão de resistência de união dos 8 grupos experimentais deste estudo. A Análise de Variância (ANOVA) foi utilizada para detectar diferenças entre os fatores de variação principais (adesivo e irradiação *laser*), bem como suas interações para o substrato esmalte (

**Tabela 9).**

**Tabela 8** - Médias  $\pm$  desvio-padrão de resistência adesiva observadas nos diferentes grupos experimentais.

	Sem irradiação	Er,Cr:YSGG	Nd:YAG	CO <sub>2</sub>
<b>Transbond XT</b>	15,88 $\pm$ 1,5	13,72 $\pm$ 2,6	14,19 $\pm$ 2,1	14,96 $\pm$ 2,3
<b>Optibond Solo</b>	14,64 $\pm$ 2,2	14,21 $\pm$ 1,6	13,87 $\pm$ 1,3	14,12 $\pm$ 6,3

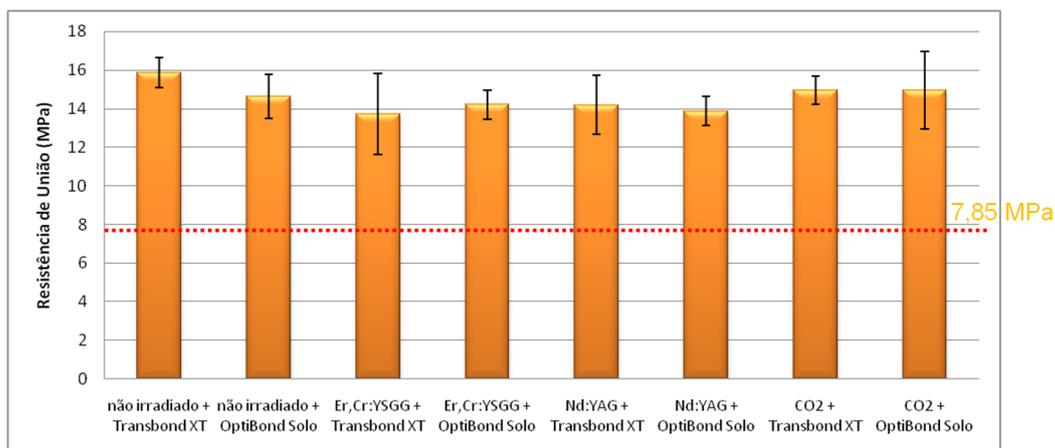
**Tabela 9** - Análise de variância dos valores da resistência de união (MPa) obtidos entre os grupos experimentais.

Fonte de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrados médios	F	P
<b>Adesivo</b>	1	3,963	3,96297	0,69	0,408
<b>Irradiação laser</b>	3	18,530	6,17652	1,08	0,363
<b>Adesivo X Irradiação laser</b>	3	10,566	3,52212	0,62	0,607
<b>Resíduo</b>	72	411,518	5,71552	-----	-----
<b>Total</b>	79	444,577	-----	-----	-----

De acordo com os valores de  $p$  evidenciados na

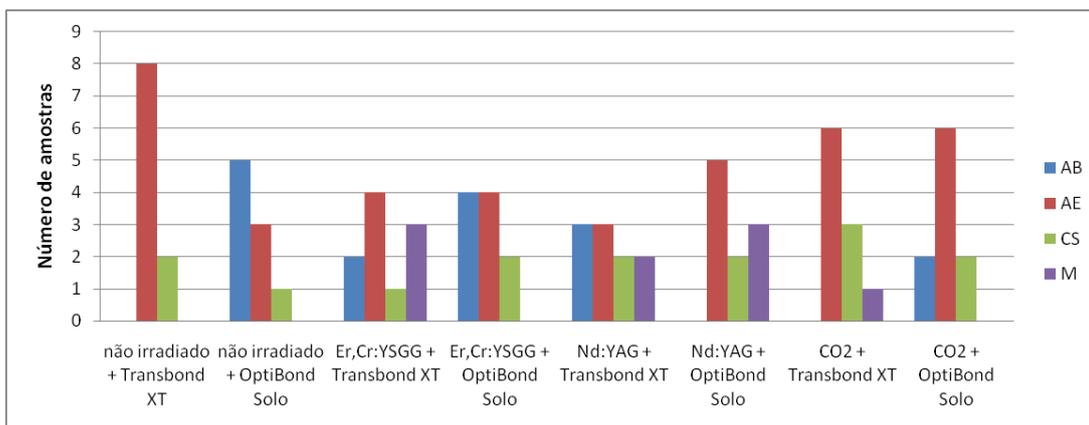
**Tabela 9**, não foi observada diferença estatisticamente significativa para os fatores de variação principais: adesivo (Transbond XT e OptiBond Solo) e irradiação laser (sem irradiação, Er,Cr:YSGG, Nd:YAG e CO<sub>2</sub>). Ainda assim, nota-se que também não há diferença estatisticamente

significante para a interação entre os fatores de variação adesivo X irradiação *laser* ( $p = 0,607$  – fig. 20).



**Figura 20:** Valores médios de resistência de união (MPa) para os diferentes grupos de tratamento. As barras evidenciam erro padrão. A reta vermelha indica o valor de resistência de união máximo requerido para o tratamento ortodôntico.

Após os testes de resistência de união, todos os espécimes foram recolhidos para análise do padrão de fratura. Os resultados da frequência de cada tipo de fratura, por grupo, estão ilustrados na Figura 21.



**Figura 21** - Freqüência de cada tipo de fratura encontrada nos grupos experimentais deste estudo.

Analisando a figura 21, sobre as fraturas dos corpos de prova após o teste de cisalhamento, é possível observar que nos grupos [não irradiado + Transbond XT], [Nd:YAG + OptiBond Solo], [CO<sub>2</sub> + Transbond XT] e [CO<sub>2</sub> + OptiBond Solo] ocorreu predomínio de fraturas AE (adesivas entre adesivo e esmalte), indicando que a adesão apresentou-se mais enfraquecida na interface entre adesivo-esmalte em comparação com a interface adesivo-braquete. Nos demais grupos de tratamento, contudo, houve uma uniformidade dos tipos de fraturas apresentados. Vale ressaltar que no grupo [não irradiado + Transbond XT] não houve incidência de fraturas tipo adesivo-braquete ou mista, enquanto que no grupo [não irradiado + OptiBond Solo] observa-se prevalência de fraturas tipo adesivo-braquete. Desta forma, infere-se que a união entre adesivo-braquete apresenta-se mais enfraquecida com o uso do sistema OptiBond Solo; assim o sistema adesivo empregado influencia na força de união entre esmalte, braquete e adesivo, de diferentes maneiras.

## VI. DISCUSSÃO

---

Dentre os objetivos do tratamento ortodôntico, a exigência pela preservação do elemento dental no que se refere tanto à estética quanto à função é condição básica e fundamental. De acordo com a literatura, a ocorrência de desmineralizações ao redor dos acessórios ortodônticos – bandas e braquetes – ainda representa um problema de difícil controle preventivo, sendo necessária a constante motivação do paciente, além de recursos adicionais, como profilaxia profissional regular, uso de flúor sob suas diversas apresentações e clorexidina <sup>(8,14,15,16)</sup>. Assim, pode-se notar uma preocupação profissional constante qual, durante um tratamento que tem duração média de 30 meses, e em alguns casos um tempo maior, terá o paciente sujeito a desmineralização, que pode surgir em 1 mês<sup>(14)</sup> e resultar

em manchas brancas ou mesmo lesões cavitadas de cárie, extremamente desagradável de serem observadas no final do tratamento.

Disponíveis comercialmente, os *lasers* de CO<sub>2</sub> com emissão em 10,6 μm, Er,Cr:YSGG, com emissão em 2,78 μm, e Nd:YAG com emissão em 1,064 μm foram selecionados para o presente estudo, por apresentarem eficiência na modificação química e cristalográfica na superfície do esmalte quando empregados em parâmetros adequados, oferecendo uma superfície mais resistente à desmineralização, ausência de efeitos deletérios nos tecidos-alvos e adjacentes, como manchas, trincas ou outros efeitos nocivos provenientes dos aumentos de temperatura decorrentes da irradiação, conferindo eficácia e segurança nos tratamentos. A modificação do esmalte é realizada por meio do aquecimento do tecido, podendo-se obter com êxito tal efeito, desde que sejam usados parâmetros de irradiação sub-ablativos e ainda assim, podendo-se chegar a uma temperatura superficial que permita a indução de mudanças químicas e cristalinas no tecido (acima de 200° C)<sup>(26,57,62)</sup>, e até mesmo a fusão do esmalte (1200° C).

De fato, a literatura confirma que os efeitos da irradiação *laser* sobre o esmalte dental são dependentes diretamente da temperatura atingida. Em temperaturas superiores a 100° C ocorre o início da remoção do carbonato; em temperaturas entre 100° C e 650° C, ocorre também a conversão do íon ácido de fosfato em pirofosfato; novas fases cristalinas, tais como α-TCP (fosfato tricálcico tipo alfa - Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>-α) e β-TCP (fosfato tricálcico tipo beta- Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>-β) são formadas em temperaturas superiores a 1100° C e já foram reportadas em estudos prévios realizados em esmalte irradiado com os *lasers* de Nd:YAG e Er,Cr:YSGG sob os

mesmos parâmetros empregados neste estudo<sup>(63; 65)</sup>. Desta forma, as mudanças químicas e cristalinas promovidas por estes *lasers* os torna promissores para aplicação clínica, promovendo um efeito mais duradouro do que os efeitos promovidos pela aplicação de flúor, o que é extremamente benéfico para os pacientes que utilizam aparelho ortodôntico fixo.

A escolha do *laser* de Er,Cr:YSGG foi devido à maior interação deste comprimento de onda com a hidroxiapatita (OH<sup>-</sup> mineral) quando comparado com o *laser* de Er:YAG (de comprimento de onda de 2,94 µm, o qual tem maior absorção pelo OH<sup>-</sup> da água). Desta forma, a maior absorção pela hidroxiapatita confere maiores aquecimentos superficiais durante as irradiações, o que torna o *laser* de Er,Cr:YSGG promissor para indução de mudanças químicas e, portanto, para tornar o esmalte mais resistente à desmineralização. Ainda assim, para aplicação em prevenção da cárie, determinou-se a ausência de irrigação durante a irradiação, evitando-se potencializar a absorção da energia, mantendo-se portanto, o controle do procedimento e evitando-se a ablação, o que pode prejudicar o tecido tanto estruturalmente quanto esteticamente<sup>(30,57)</sup>.

Considerando-se que a perda de carbonato, o mineral mais solúvel do esmalte e da dentina, inicia-se a uma temperatura de cerca de 100° C, e que sua remoção completa ocorre próximo aos 1200° C, o *laser* de Er,Cr:YSGG pode apresentar grande efetividade na indução de modificações químico-estruturais nestes substratos. Tais modificações, dependentes da temperatura, podem potencializar os efeitos da aplicação de flúor. De fato, densidades de energia sub-ablativas de 2,5 J/cm<sup>2</sup> e 5,6

J/cm<sup>2</sup> demonstraram exercer efeito cariostático semelhante ao uso de dentífrico fluoretado<sup>(64)</sup>, enquanto que a fluência de 8,5 J/cm<sup>2</sup> já demonstrou exercer modificações no esmalte que proporcionam um aumento na resistência à desmineralização<sup>(57)</sup>. Uma redução na desmineralização do esmalte de 60% foi observada quando se utilizou densidade de energia de 12,7 J/cm<sup>2</sup>. Na associação com a aplicação tópica de flúor, a densidade de energia de 2,8 J/cm<sup>2</sup>, foi capaz de proporcionar 67,16% de inibição de formação de lesões de cárie no esmalte *in vitro*<sup>(31)</sup>.

Apesar da falta de ressonância pela hidroxiapatita, optou-se também pela utilização do *laser* de Nd:YAG, associado à substância fotoabsorvedora, nesse caso, pasta de carvão vegetal. A afinidade deste comprimento de onda com os pigmentos, como a hemoglobina e melanina (coeficiente de absorção entre 0.5 e 1.300 cm<sup>-1</sup>) sugere a utilização de uma substância fotoabsorvedora negra de fácil remoção, tendo em vista a necessidade da preservação estética, além de ser biocompatível, ter baixa tensão superficial e permitir o *melting* da superfície do esmalte<sup>11,16,17</sup>. Como demonstrado pela literatura, a utilização da pasta de carvão vegetal dissolvido em álcool 50% permite tal interação, podendo-se gerar as temperaturas superficiais necessárias (ao redor de 1200° C), evitando-se a propagação do calor para o tecido pulpar e conseqüentes danos aos tecidos dentais, além de ser facilmente removida<sup>(29,57)</sup>. Estudos clínicos prévios também relatam os efeitos preventivos deste tratamento na redução do surgimento de lesões de mancha branca em longo prazo, o que demonstra a eficácia clínica deste tratamento<sup>(29)</sup>. Além disso, outros

estudos prévios já comprovam a eficiência deste *laser* na redução do surgimento de lesões incipientes ao redor de braquetes, o que indica sua grande aceitabilidade clínica<sup>(12)</sup>.

O *laser* de CO<sub>2</sub>, utilizado com parâmetros e em condições adequadas para prevenção da desmineralização do esmalte, de igual modo foi selecionado para esse estudo, pela grande afinidade com a hidroxiapatita, segurança no controle térmico e eficácia na modificação estrutural do esmalte. Optou-se pela irradiação com a densidade de energia de 10 J/cm<sup>2</sup> visto que a literatura relata que se observaram modificações químicas no esmalte quando utilizadas densidades de energia entre 10,0 e 11,5 J/cm<sup>2</sup> sem ocasionar danos pulpares, sendo que com densidade de energia de 10 J/cm<sup>2</sup> observou-se menor perda mineral<sup>(24)</sup>. Pôde-se observar pouquíssimas amostras onde ocorreram pequenos pontos de carbonização superficial ou sub-superficial, conforme fig.15 (b), que podem ser entendidos como decorrentes da dificuldade de controle da irradiação manual, possivelmente pela sobreposição de algum pulso de energia emitido, porém ainda assim, pode-se atribuir confiabilidade no controle térmico desse *laser*.

Os baixos valores de microinfiltração encontrados no presente estudo estão de acordo com Hamamci *et al.* (2009)<sup>50</sup>, os quais empregaram a mesma metodologia aqui apresentada para avaliar a eficiência de diferentes sistemas adesivos. Qualquer falha na adesão, seja entre o adesivo e o esmalte ou entre o esmalte e o braquete, pode desenvolver um espaço, permitindo a infiltração de bactérias ou outras substâncias presentes na saliva, o que aumenta a probabilidade de danos

ao esmalte na região do braquete (desmineralizações), além de poder ameaçar a estabilidade do mesmo<sup>1</sup>. A termociclagem seguida pelo teste de microinfiltração com azul de metileno teve por objetivo a detecção de possíveis áreas de microinfiltração; porém, a literatura relata que na cavidade bucal, os níveis de infiltração podem ser ainda menores, o que mais uma vez confirma o bom desempenho dos tratamentos propostos neste estudo, considerando que todos os grupos de tratamento testados apresentaram mínimos graus de microinfiltração<sup>(66)</sup>.

Tendo em vista a diferença entre as composições químicas dos diferentes adesivos, e com base em relatos da literatura que demonstram que diferentes composições químicas podem interagir melhor com substratos irradiados a *laser*<sup>(72)</sup>, este estudo foi proposto para verificar qual adesivo é mais indicado na colagem de braquetes em superfícies irradiadas. Para tal, foi testado um adesivo ortodôntico convencional, o sistema Transbond XT<sup>TM</sup>, composto por um adesivo *total etch* (condicione-e-lave), e resina composta fluida. A resina Transbond XT<sup>TM</sup> contém Sílica, Bis-GMA silano, n-dimetilbenzocaina, hexa-flúor-fosfato e o adesivo é composto por Trietileno-glicol-dimetacrilato, Bis-GMA. O Optibond Solo<sup>TM</sup> é um adesivo também *total etch*, porém composto em sua fase orgânica por Bis-GMA, HEMA, GPDM, canforoquinona e álcool e sua carga é composta de silicato de bário e alumínio, sílica pirolítica, hexaflúorsilicato dissódico (48%).

Observando-se os resultados obtidos, nota-se que nas amostras onde se utilizou o Optibond Solo<sup>TM</sup>, ainda que em porcentagem muito pequena, houve maior infiltração, exceto no caso onde as amostras foram

irradiadas com CO<sub>2</sub>. Tal fato pode ser explicado pela diferença de composição entre os adesivos, sendo que o Optibond Solo™ apresenta um componente hidrofílico e portanto mais solúvel. O pH mais ácido desse mesmo adesivo também pode influenciar na união resina/adesivo, através da inibição da fotopolimerização das camadas superficiais da resina composta<sup>(67,68,69)</sup>. Ainda é possível sugerir que a diferença entre os fabricantes pode favorecer o aumento da microinfiltração devido a possível incompatibilidade química das composições.

Vale ressaltar também, que o estudo foi realizado sobre superfícies de esmalte sem nenhum desgaste, aprismáticas, hipermineralizadas, com maior percentual inorgânico, heterogêneas e, portanto, há maior dificuldade de penetração dos adesivos, pois a aplicação destes está relacionada com a disposição dos prismas, que pode influenciar a qualidade de adesão<sup>(70,71,72)</sup>.

Estudos têm demonstrado similaridade entre os elementos químicos de dentes bovinos e humanos, e ainda que a superfície do esmalte bovino apresente diferenças, as mesmas não comprometem a fidelidade dos testes, especialmente o de cisalhamento<sup>(54)</sup>.

Embora as análises tenham demonstrado algum grau de microinfiltração, quando se relacionam tais dados às vantagens da utilização dos *lasers*, ainda pode-se atribuir eficiência e confiabilidade a todas as variações propostas. Esse resultado é apoiado por outros trabalhos da literatura, onde em casos de tratamento preventivo pré-ortodôntico com *lasers*, foi constatada redução na desmineralização

adjacente aos acessórios ortodônticos, tanto em profundidade quanto em extensão<sup>(17,18)</sup>.

Considerando as limitações técnicas impostas pelo teste de microinfiltração, realizou-se ainda o teste de cisalhamento, verificando-se a resistência de união na interface adesivo-esmalte e resina-braquete.

Dentre os recursos disponíveis para se verificar a resistência de união, o de cisalhamento foi eleito por apresentar confiabilidade, desde que respeitada a técnica, e por simular forças às quais os acessórios estão sujeitos quando presentes na cavidade bucal, embora se reconheça a complexidade das mesmas<sup>(52)</sup>. Além disso já foi bastante utilizado em outros trabalhos, permitindo a possibilidade de comparação dos resultados<sup>(52,53,54,55,56,59)</sup>.

Enquanto a força de adesão requerida para colagem dos acessórios colados ao dente é de no máximo 7,85 MPa<sup>(53)</sup>, nesse experimento, foram obtidos valores médios mínimos de  $13,72 \pm 2,6$  e máximos de  $14,96 \pm 2,3$  MPa, conferindo resistência adequada às necessidades clínicas em todas as variações realizadas. Os menores valores foram encontrados para a combinação entre o *laser* de Er,Cr:YSGG + Transbond XT<sup>TM</sup> e os maiores, para a combinação entre o *laser* de CO<sub>2</sub> e o Transbond XT<sup>TM</sup>, embora não tenham sido detectadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos..

Analisando os dois parâmetros ao mesmo tempo, microinfiltração e resistência de união, nota-se que as duas propriedades não são correspondentes, mas sim complementares na avaliação da performance dos sistemas adesivos testados.

Dessa forma, considerando-se os dois critérios testados, em todas as combinações, é possível evidenciar que a associação entre o *laser* de CO<sub>2</sub> e o adesivo Transbond XT™ apresentou melhores resultados, sugerindo-se que trabalhos *in vivo* e longitudinais possam ser realizados futuramente para que se comprove a eficiência clínica da técnica com utilização do *laser*.

## VII. CONCLUSÕES

---

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, é possível sugerir que:

- 1) A associação do sistema adesivo OptiBond Solo™ ao sistema Transbond XT™ aumenta a microinfiltração na interface esmalte-adesivo;
- 2) O pré-tratamento do esmalte com *lasers* de alta intensidade para prevenção da desmineralização influencia na microinfiltração de braquetes ortodônticos, aumentando-a no caso dos *lasers* de Nd:YAG e Er,Cr:YSGG;
- 3) O *laser* de CO<sub>2</sub> diminui o grau de microinfiltração em braquetes ortodônticos colados com OptiBond Solo™;

4) Embora tenha-se observado diferença estatisticamente significativa quanto à microinfiltração entre os grupos analisados, os baixos valores encontrados evidenciam que todos os tratamentos propostos não prejudicaram de maneira expressiva o desempenho desse critério na colagem dos braquetes.

5) De maneira geral, tanto os sistemas adesivos, quanto a irradiação laser alteraram a força de união entre braquete e esmalte, porém sem comprometê-la, pois os valores de resistência de união são bastante superiores aos valores médios exigidos na colagem de braquetes.

6) Houve um aumento na resistência de união entre o adesivo e o esmalte nos grupos irradiados, quando se utilizou o Transbond XTTM, ao contrário do que ocorreu com o Optibond SoloTM.

7) A associação entre a irradiação preventiva com laser de CO<sub>2</sub> e Transbond XTTM apresentou melhores resultados, recomendando-se estudos in vivo e longitudinais para que se comprove sua eficiência clínica.

## VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

1. BARATIERI, L. N. Odontologia Restauradora – Fundamentos e Possibilidades. Ed. Santos, p. 673 – 722. São Paulo, 2002.
2. SUDJALIM, T. R. *et al.* Prevention of demineralization around orthodontic brackets *in vitro*. Am J Orthod Dentofacial Orthop [S.I.], v. 131, n. 6, p. 705 e1-9, Jun 2007.
3. DERKS, A. *et al.* Caries preventive measures used in orthodontic practices: an evidence-based decision? Am J Orthod Dentofacial Orthop [S.I.], v. 132, n. 2, p. 165-70, Aug 2007.
4. VAN DER VEEN, M. H. *et al.* Longitudinal development of caries lesions after orthodontic treatment evaluated by quantitative light-induced fluorescence. Am J Orthod Dentofacial Orthop [S.I.], v. 131, n. 2, p. 223-8, Feb 2007.
5. EISENMANN, D. R. Estrutura do esmalte. in: Tem Cate, A. R. Histologia Bucal. 2ª ed., Rio de Janeiro, Editora Guanabara, p. 175-192, 1998.

6. BARATIERI, N. Odontologia Restauradora: Fundamentos e Possibilidades. 1ª. Ed. 5ª. Reimpressão. Editora Santos, Quintessence. São Paulo, 2006.
7. NEERMANN, V. F. Caracterização do Processo de Desmineralização em Esmalte Humano Através da Tomografia por Coerência Óptica. Dissertação de Mestrado Profissional na Área de Laser em Odontologia – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 2009.
8. SUDJALIM, T. R. *et al.* Prevention of white spot lesions in orthodontic practice: a contemporary review. Aust Dent J [S.I.], v. 51, n. 4, p. 284-9; quiz 347, Dec 2006.
9. FEATHERSTONE, J. D. *et al.* Dependence of *in vitro* demineralization of apatite and remineralization of dental enamel on fluoride concentration. J Dent Res [S.I.], v. 69 Spec No, p. 620-5; discussion 634-6, Feb 1990.
10. STERN, R. H. *et al.* Laser effect on *in vitro* enamel permeability and solubility. J Am Dent Assoc [S.I.], v. 73, n. 4, p. 838-43, Oct 1966.
11. FUHRMANN, R. *et al.* Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO2 dental laser systems and with phosphoric acid. An in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. J Orofac Orthop [S.I.], v. 62, n. 5, p. 375-86, Sep 2001.
12. HARAZAKI, M. *et al.* The Nd-YAG laser is useful in prevention of dental caries during orthodontic treatment. Bull Tokyo Dent Coll [S.I.], v. 42, n. 2, p. 79-86, May 2001.
13. CURY, J. A. Uso do flúor e controle da cárie como doença. In: Baratieri, L.N. *et al.* Odontologia Restauradora – Fundamentos e Possibilidades. São Paulo, Editora Santos, 2001.

14. O'REILLY, M. M.; FEATHERSTONE, J. D. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an *in vivo* study. Am J Orthod Dentofacial Orthop [S.I.], v. 92, n. 1, p. 33-40, Jul 1987.
15. STANLEY, R. N. Effect of fluoride varnish on demineralization around orthodontic brackets. Elsevier Inc. Semin Orthod [S.I.], v. 14, n. 3, p. 194-199, 2008.
16. ZIMMER, B. W.; ROTTWINKEL, Y. Assessing patient-specific decalcification risk in fixed orthodontic treatment and its impact on prophylactic procedures. Am J Orthod Dentofacial Orthop [S.I.], v. 126, n. 3, p. 318-24, Sep 2004.
17. ANDERSON, A. M. *et al.* The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An *in vivo* study. Am J Orthod Dentofacial Orthop [S.I.], v. 122, n. 3, p. 251-9, Sep 2002.
18. LIU, J. F. *et al.* Optimal Er:YAG laser energy for preventing enamel demineralization. J Dent [S.I.], v. 34, n. 1, p. 62-6, Jan 2006.
19. ZECELL, D. M.; RIBEIRO M. S. Interação da Luz Laser com Tecidos Biológicos. Mestrado Profissionalizante de Lasers em Odontologia. IPEN/FOUSP, 2008.
20. MISERENDINO, L. J.; PICK R. M. Lasers in Dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc. 1995.
21. FEATHERSTONE, J. D. The science and practice of caries prevention. J Am Dent Assoc [S.I.], v. 131, n. 7, p. 887-99, Jul 2000.
22. FRENTZEN, M.; KOORT, H. J. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? Int Dent J [S.I.], v. 40, n. 6, p. 323-32, Dec 1990.

23. PUIG. Mestrado profissionalizante de Lasers em Odontologia. IPEN-FOUSP, 1999.
24. STEINER-OLIVEIRA, C. *et al.* Chemical, morphological and thermal effects of 10.6-microm CO<sub>2</sub> laser on the inhibition of enamel demineralization. *Dent Mater J* [S.I.], v. 25, n. 3, p. 455-62, Sep 2006.
25. ESPAÑA-TOST, A. J. *et al.* Aplicaciones del Láser de CO<sub>2</sub> em Odontología. Ediciones Ergon AS, Madrid, 1995.
26. FRIED, D. *et al.* The caries inhibition potential of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation. In: *Laser in Dentistry II* [S.I.], SPIE 2672, p. 73-77, 1996.
27. APEL, C. *et al.* The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg* [S.I.], v. 22, n. 4, p. 312-7, Aug 2004.
28. BOARI, H.G.D. *et al.* Absorption and Thermal Study of Dental Enamel when Irradiated with Nd:YAG Laser with the Aim of Caries Prevention. *Laser Physics* [S.I.], v. 19, n. 7, p. 1463-1469, 2009.
29. ZECELL, D. M. *et al.* Nd:YAG laser in caries prevention: a clinical trial. *Lasers Surg Med* [S.I.], v. 41, n. 1, p. 31-5, Jan 2009.
30. SEKA, W. *et al.* Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation [S.I.], SPIE 2672, p. 144-158, 1996.
31. ANA, P. A. *et al.* Physico-chemical changes in enamel irradiated with Er,Cr:YSGG and its resistance to demineralization. *Caries Res* [S.I.], v. 40, n. 4, p. 337, 2006.

32. APEL, C. *et al.* Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel cavities *in vitro*. *Caries Res* [S.I.], v. 37, n. 1, p. 34-7, Jan-Feb 2003.
33. APEL C. *et al.* The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser irradiation in na intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg* [S.I.], v. 22, n. 4, p. 312-7, 2004.
34. OZER, T. *et al.* Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [S.I.], v. 134, n. 2, p. 193-7, Aug 2008.
35. NELSON, D. G. *et al.* Effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial caries-like lesion formation. *Caries Res* [S.I.], v. 20, n. 4, p. 289-99, 1986.
36. SHETH, K. K. *et al.* Selective targeting of protein, water, and mineral in dentin using UV and IR pulse lasers: the effect on the bond strength to composite restorative materials. *Lasers Surg Med* [S.I.], v. 35, n. 4, p. 245-53, 2004.
37. MEISTER, J. *et al.* Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *J Biomed Opt* [S.I.], v. 11, n. 3, p. 34030, May-Jun 2006.
38. HOSSAIN, M. *et al.* Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J. Clin Pediatric Dent* [S.I.], v. 26, n. 4, p. 377-82, 2002.
39. KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* [S.I.], v. 9, n. 4, p. 345-51, 1989.

40. HOSSAIN, M. *et al.* A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG laser. *J Clin Laser Med Surg* [S.I.], v. 19, n. 3, p. 159-63, Jun 2001.
41. BASARAN, G. *et al.* Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. *Lasers Med Sci* [S.I.], Feb 12 2010.
42. SIMPLÍCIO, H. M. Avaliação *in vitro* de materiais utilizados para colagem ortodôntica: potencial cariostático, resistência ao cisalhamento e padrão de colagem. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.
43. SILVERSTONE, L. M. Fissure sealants. Laboratory studies. *Caries Res* [S.I.], v. 8, n. 1, p. 2-26, 1974.
44. BAYNE, S. C. *et al.* 1-Year clinical evaluation of stress breaking class V DBA design, *Trans Acad Dent Matter* [S.I.], v.7, n. 91, 1994.
45. MOURA, S. K. Micrografia extraída do Estudo da resistência da união e morfologia de adesivos autocondicionantes ao esmalte em função do tempo de armazenagem. Tese de Doutorado em Materiais Dentários. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.
46. PASCHOS, E. *et al.* Failure rate of brackets bonded with antimicrobial and fluoride-releasing, self-etching primer and the effect on prevention of enamel demineralization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [S.I.], v. 135, n. 5, p. 613-20, May 2009.
47. BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* [S.I.], v. 34, n. 6, p. 849-53, Dec 1955.

48. NAKABAYASHI, N. *et al.* The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res [S.I.], v. 16, n. 3, p. 265-73, May 1982.
49. WATANABE, I. *et al.* Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. J Dent Res [S.I.], v. 73, n. 6, p. 1212-20, Jun 1994.
50. HAMAMCI, N. *et al.* *In vitro* evaluation of microleakage under orthodontic brackets using two different laser etching, self etching and acid etching methods. Lasers Med Sci [S.I.], Jun 27 2009.
51. INTERLANDI, S. Ortodontia: Bases para a Iniciação. Editora Artes Médicas, 2009.
52. SILVESTRE, F. O. S. *et al.* Análise comparativa dos testes de tração e microtração utilizando diferentes sist. adesivos. RPG Ver Pós Grad, v. 13, n. 1, p. 45-9, 2006.
53. KEIZER, S. *et al.* Direct bonding of orthodontic brackets. Am J Orthod [S.I.], v. 69, n. 3, p. 318-27, Mar 1976.
54. ROMANO, F. L. *et al.* Análise *in vitro* da resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos colados em incisivos bovinos e humanos. Rev. Dent. Press Ortodon Ortop Facial, v. 9, n. 6, Maringá, nov./dez. 2004.
55. REYNOLDS, I. R.; VON FRAUNHOFER, J. A. Direct bonding in orthodontics: a comparison of attachments. Br J Orthod [S.I.], v. 4, n. 2, p. 65-9, Apr 1977.
56. CORRER SOBRINHO L. *et al.* Influência do tempo pós-fixação na resistência ao cisalhamento de braquetes colados com diferentes materiais. Pesq. Odontol Bras, v. 16, n. 1, p. 43-49, 2002.

57. ANA, P. A. Estudo *in vitro* da Resistência à Desmineralização e da Retenção de Flúor em Esmalte Dental Irradiado com Laser de E,Cr: YSGG. Tese de Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 2007.
58. BISHARA, S. E. *et al.* Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop [S.I.], v. 125, n. 3, p. 348-50, Mar 2004.
59. CAL NETO, J. O. A. P.; MIGUEL J. A. M. Uma análise dos testes *in vitro* de força de adesão em Ortodontia. Dental Press Ortodon Ortop Facial, v. 9, n. 4, p. 44-51, 2004.
60. BOX, G.E.P.; HUNTER, W.G., HUNTER J. S. Estatística para investigadores. Espanha: Reverte, 1989.
61. FEATHERSTONE, J. D. *et al.* Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. Caries Res [S.I.], v. 17, n. 5, p. 385-91, 1983.
62. ANA, P. A. *et al.* Thermal analysis of dental enamel following E,Cr:YSGG laser irradiation at low fluences. Lasers Surg Med [S.I.], v.16, supl. 53, abstract 167, 2004.
63. BACHMANN L.; ZECELL D. M. Estrutura e composição de esmalte e dentina. Editora Livraria da Física, São Paulo, 2005.
64. FREITAS, P. M. Estudo *in vitro* do efeito da irradiação com o laser de Er,Cr:YSGG na inibição do processo de desmineralização do esmalte dental. Tese de Doutorado - Faculdade de Odontologia da USP. São Paulo, 2005.
65. BACHMANN L. *et al.* Crystalline structure of human enamel irradiated with Er,Cr:YSGG laser. Laser Physics Letters [S.I.], v. 6, p. 159-162, 2009.

66. BARNES, D. M.; THOMPSON, V. P.; BLANK, L. W.; MCDONALD, N. J. Microleakage of Class 5 composite resin restorations: a comparison between *in vivo* and *in vitro*. Oper Dent [S.I.], n. 18, p. 237-245, 1993.
67. MONDELLI, A. L. Estudo comparativo da resistência adesiva da interface resina/braquete, sob esforços de cisalhamento, empregando três resinas compostas e três tipos de tratamento na base do braquete. Tese de Doutorado em Ortodontia – Faculdade de Odontologia de Bauru. Bauru, SP, 2004.
68. FRANCO, E. B. *et al.* Evaluation of compatibility between different types of adhesives and dual-cured resin cement. J Adhes Dent [S.I.], v. 4, n. 4, p. 271-5, Winter 2002.
69. SANARES, A. M. *et al.* Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. Dent Mater [S.I.], v. 17, n. 6, p. 542-56, Nov 2001.
70. BARKMEIER, W. W. *et al.* Effects of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. J Clin Orthod [S.I.], v. 21, n. 6, p. 395-8, Jun 1987.
71. RAMIRES-ROMITO, A. C. D. Resistência de união, ao ensaio de microtração, de selante e sistemas adesivos aplicados em superfícies oclusais de molares decíduos. Tese de Doutorado em Materiais Dentários – Faculdade de Odontologia da USP. São Paulo, 2005.
72. BOTTA, S. B. *et al.* Adhesion after erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser application at three different irradiation conditions. Lasers Med Sci [S.I.], v. 24, n. 1, p. 67-73, Jan 2009.

73. AKOVA, T. *et al.* Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* [S.l.], v. 128, n. 5, p. 630-7, Nov 2005.

74. ZACHRISSON, B. J. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* [S.l.], v. 71, n. 2, p. 173-89, Feb 1977.

## **IX. ANEXO 1**

---

Aprovação do presente estudo pela Comissão de Ética em Uso de Animais do IPEN/CNEN-SP.

**Parecer - Projeto N° 62/10/CEUA-IPEN/SP**

Com base nos pareceres apresentados pelos relatores, o protocolo de pesquisa **“EFEITOS DA UTILIZAÇÃO DOS LASERS EMISSORES NO INFRAVERMELHO NA MICROINFILTRAÇÃO DE BRÁQUETES ORTODÔNTICOS COLADOS COM DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS”** de responsabilidade dos pesquisadores **PATRICIA A. DA ANA e RICARDO E. SAMAD** foi considerado **APROVADO**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados, a este Comitê, relatórios anuais (parciais ou finais, dependendo da duração do projeto) referentes ao andamento da pesquisa. Após o término da pesquisa, uma cópia do trabalho deve ser encaminhada a este CEUA.

São Paulo, 11 de junho de 2010

  
**Profa. Dra. Nanci do Nascimento**  
Coordenadora do CEUA-IPEN