



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Faculdade de Odontologia

Marcos de Oliveira Barceleiro

**Influência do método de preparo cavitário, alta rotação e laser de Er:YAG,
sobre a espessura da camada híbrida de diferentes sistemas adesivos,
com diferentes filosofias adesivas**

Rio de Janeiro
2006

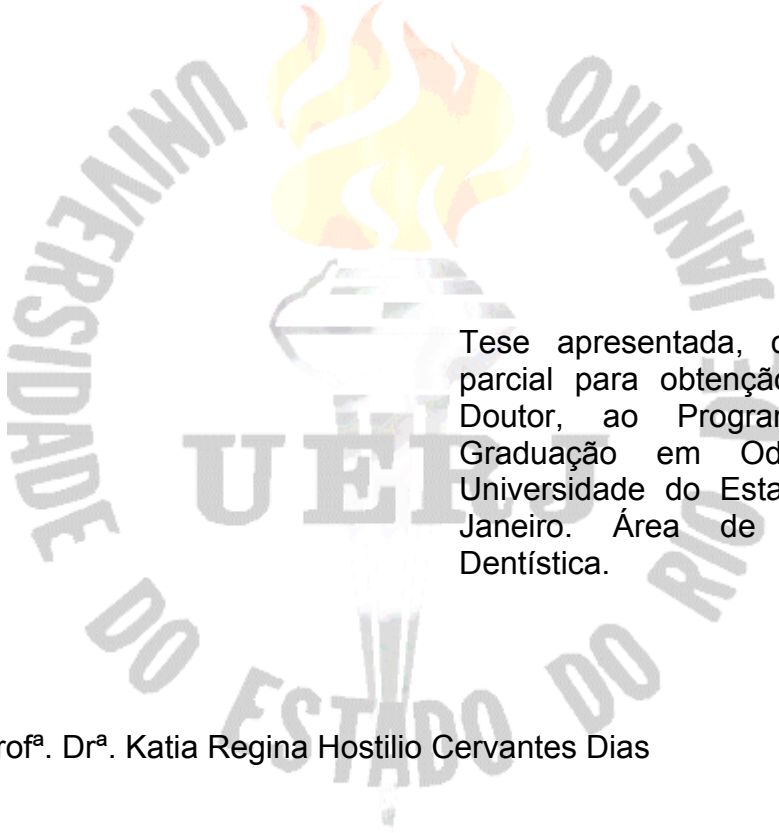
Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Marcos de Oliveira Barceleiro

**Influência do método de preparo cavitário, alta rotação e laser de Er:YAG,
sobre a espessura da camada híbrida de diferentes sistemas adesivos, com
diferentes filosofias adesivas**



Tese apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Dentística.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Katia Regina Hostilio Cervantes Dias

Rio de Janeiro
2006

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

B242 Barcelheiro, Marcos de Oliveira.
Influência do método de preparo cavitário, alta rotação e laser de Er:YAG, sobre a espessura da camada híbrida de diferentes sistemas adesivos, com diferentes filosofias adesivas / Marcos de Oliveira Barcelheiro. – 2006.
118 f.

Orientadora: Kátia Regina H. C. Dias.
Tese (doutorado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia.

1. Cavidade dentária - Preparo. 2. Lasers em odontologia. 3. Adesivos dentários. I. Dias, Katia Regina Hostilio Cervantes. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia. III. Título.

CDU
616.314

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese.

Assinatura

Data

Marcos de Oliveira Barceleiro

**Influência do método de preparo cavitário, alta rotação e laser de Er:YAG,
sobre a espessura da camada híbrida de diferentes sistemas adesivos, com
diferentes filosofias adesivas**

Tese apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Dentística.

Aprovado em: 11 de outubro de 2006

Orientador:

Prof^a. Dr^a. Katia Regina Hostilio Cervantes Dias
Faculdade de Odontologia da UERJ

Banca examinadora:

Prof. Dr. Adalberto Bastos de Vasconcellos
Faculdade de Odontologia da UFF

Prof. Dr. Hélio Rodrigues Sampaio Filho
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Dr. Hugo de Andrade Filho
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Dr. José Benedicto de Mello
Departamento de Odontologia da UNITAU

Prof. Dr. Mauro Sayão de Miranda
Faculdade de Odontologia da UERJ

Rio de Janeiro
2006

DEDICATÓRIA

A Deus, pelo que Ele representa em minha vida.

À minha amada esposa Cristiane e à minha filha Giovana, razões principais do meu amor pela vida. Vocês me fazem acreditar que todo este esforço tem uma boa razão de ser.

A meus pais, que sempre me apoiaram em todas as fases de minha vida. Devo muito a vocês, e se hoje sou uma pessoa que pode começar a servir de exemplo para outras, tudo começou com o exemplo de vocês em casa.

A meus sogros, que me receberam como um filho em sua casa, e a quem eu considero também como meus pais. A alegria de vocês com minhas vitórias servem como um estímulo para que eu não pare por aqui.

À minha professora orientadora Kátia Dias, que tem guiado meus passos dentro da Odontologia desde minha graduação, o meu muito obrigado por mais este objetivo alcançado.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Hélio Rodrigues Sampaio Filho, por todos os conhecimentos passados sobre a metodologia empregada neste trabalho, além de toda a ajuda dada em toda a elaboração do mesmo. Agradeço ainda pelo incentivo constante recebido durante o curso;

Ao Prof. Dr. Mauro Sayão de Miranda, pela ajuda dada nas fases experimentais deste trabalho, desde o Mestrado; Seu apoio em toda a minha carreira tem sido fundamental;

Ao Prof. Dr. Hugo de Andrade Filho, que sempre confiou em meu potencial, e me acolheu em sua equipe, tornando-se um exemplo a ser seguido em minha carreira;
À Prof.^a Dr.^a Patrícia Freitas do LELO - USP que me recebeu com extrema atenção e me auxiliou no preparo das amostras com Laser;

Ao Prof. Dr. Marcos Henrique de Pinho Maurício, do Departamento de Ciência dos Materiais e Metalurgia, da PUC – Rio, pela ajuda dada nas intermináveis sessões de Microscopia;

A todos os demais colegas do curso de Especialização em Dentística da UERJ, Antônio Monnerat, Luiz Mendes, Ana Cristina, Bruno, Théssia, Márcia, pelo apoio e incentivo dados, e pela compreensão que tiveram nos momentos em que tive que me ausentar para a elaboração deste trabalho;

Ao Prof. Alexandre Suarez, amigo de disciplina na FESO, que teve que me cobrir nos meus momentos de ausência, para realização do curso;

Às CDs Bárbara e Helena, que durante o curso ainda eram alunas de graduação, bolsistas de Iniciação científica, e que me ajudaram em todas as fases deste trabalho. Vocês um dia vão entender como o auxílio de vocês foi importante;

A todos aqueles que direta ou indiretamente auxiliaram na elaboração deste trabalho.

Gostaria finalmente de agradecer a instituição FESO – Fundação Educacional Serra dos Órgãos, na qual eu leciono, que me recebeu em meus primeiros passos dentro da docência, e que hoje, através de um convênio com a FUNADESP, me apoiou financeiramente durante a realização deste curso. Gostaria de neste momento agradecer a três pessoas em especial, o Prof. Laucyr Pires Domingues, Coordenador do curso de Odontologia da FESO, o Prof. Vicente Madeira, diretor do DPPE, e a Prof^a. Mônica, responsável pelo PICD, que não mediram esforços para conseguirem a concessão desta bolsa de doutorado, que muito me auxiliou durante este período.

RESUMO

BARCELEIRO, Marcos de Oliveira. *Influência do método de preparo cavitário, alta rotação e laser de Er:YAG, sobre a espessura da camada híbrida de diferentes sistemas adesivos, com diferentes filosofias adesivas*. 2006.118f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2006.

O objetivo deste estudo foi promover uma comparação entre as espessuras de camadas híbridas formadas entre os sistemas adesivos Scotchbond Multi-Use Plus, Single Bond 2, Prime & Bond 2.1 e Xeno III, e a superfície dentinária, preparada com dois métodos de preparo cavitário, a ponta diamantada montada em turbina de alta rotação, e o laser de Er:YAG, utilizado com dois parâmetros de energia (200 e 400 mJ) e dois parâmetros de frequência (4 e 6 Hz). Para a realização deste experimento, foram realizados tratamentos superficiais com os dois métodos descritos em fragmentos de dentina superficial aplainada, retirados de vinte terceiros molares humanos recém-extraídos, seguido de preparo da dentina com os sistemas adesivos. Após a aplicação e fotoativação de uma camada de compósito sobre a dentina preparada, os corpos de prova foram cortados, polidos e preparados para visualização em MEV, meio pelo qual foram realizadas cinco medidas da espessura da camada híbrida formada em cada corpo de prova. Os resultados obtidos foram tratados estatisticamente por ANOVA e teste de Student-Newman-Keuls, em um nível de significância de 95%, e por Kruskal Wallis e Mann Whitney, também em um nível de significância de 95%, através do programa *SPSS for Windows release 5.0*. A análise foi realizada levando-se em consideração dois fatores de estudo, a presença ou não de camada híbrida e a espessura da camada híbrida. Em relação ao fator espessura da camada híbrida, quando se avaliou o tipo de preparo realizado, a análise estatística por ANOVA e Student-Newman-Keuls levou a formação de quatro grupos homogêneos, sendo Grupo I (ponta diamantada) > Grupo II (Laser 200 mJ / 4 Hz) = Grupo III (Laser 200 mJ / 6 Hz) > Grupo IV (Laser 400 mJ / 4 Hz) > Grupo V (Laser 400 mJ / 6 Hz). Quando se avaliou o tipo de sistema adesivo utilizado, não se encontrou diferença estatisticamente significativa. Em relação ao fator presença de camada híbrida, quando se avaliou o tipo de preparo realizado, a análise estatística por Kruskal Wallis e Mann Whitney levou a formação de três grupos homogêneos (Grupo I _ Grupo II = Grupo III = Grupo IV _ Grupo V). Quando se avaliou o tipo de sistema adesivo utilizado, não se encontrou diferença estatisticamente significativa. Quando se realizou o cruzamento *tipo de preparo x sistema adesivo*, a análise estatística mostrou a formação de sete grupos distintos. Pela análise dos resultados obtidos neste estudo *in vitro*, foi possível concluir que em dentina reparada com ponta diamantada em alta rotação, os quatro sistemas adesivos testados ormaram camadas híbridas de formato regular e presentes de forma constante, com espessura média de $2,90 \pm 1,71 \mu\text{m}$, e em dentina preparada com laser de Er:YAG, os quatro sistemas desivos testados formaram camadas híbridas de formato irregular e presentes de forma ntermitente, com espessura média variando entre $0,41 \pm 1,00 \mu\text{m}$ e $2,06 \pm 2,49 \mu\text{m}$. Além disso, concluiu-se que o laser de Er:YAG com os parâmetros testados influencia egativamente a formação da camada híbrida, e que os métodos de preparo cavitário influenciam na espessura da camada híbrida.

Palavras-chave: Preparo da cavidade dentária. Lasers. Adesivos dentinários.

ABSTRACT

The objective of this study was to compare the thickness of the hybrid layer formed using Scotchbond Multipurpose Plus, Single Bond 2, Prime & Bond 2.1 and Xeno III on dentine surface, prepared with a diamond bur in a high speed handpiece, or prepared with an Er:YAG laser, used with two parameters of pulse energy (200 and 400 mJ) and two parameters of frequency (4 and 6 Hz). Flat dentine surfaces obtained from twenty third molars human teeth were treated with the two methods, and then were prepared with the dentine adhesive systems, according to manufacturer's instructions. After a layer of composite was applied, specimens were sectioned, flattened, polished and prepared for Scanning Electronic Microscopy observation. Five different measurements of hybrid layer thickness were obtained along the bonded surface in each specimen. Results were statistically analyzed using analysis of variance and Student-Newman-Keuls tests ($p \leq 0.05$), and using Kruskal Wallis and Mann Whitney tests ($p \leq 0.05$). The statistical analysis was made considering two observations parameters, the presence of the hybrid layer, and its thickness. When analyzing the hybrid layer thickness, and comparing the cavity preparation method, four groups were formed, Group I (diamond bur) > Group II (Laser 200 mJ / 4 Hz) = Group III (Laser 200 mJ / 6 Hz) > Group IV (Laser 400 mJ / 4 Hz) > Group V (Laser 400 mJ / 6 Hz). When comparing the dentine adhesive systems, it was not found any statistically significant difference. When analyzing the presence of hybrid layer, and comparing the cavity preparation method, three groups were formed (Group I _ Group II = Group III = Group IV _ Group V). When comparing the dentine adhesive systems, it was not found any statistically significant difference. When analyzing the hybrid layer thickness, and comparing the cavity preparation method x the dentine adhesive systems, it was found seven different groups. These results showed that the four tested dentine adhesive systems produce a $2.90 \pm 1.71 \mu\text{m}$ hybrid layer in dentine prepared with diamond bur. This hybrid layer was regular and constantly found. In the laser groups, the dentine adhesive systems produced hybrid layers ranging from $0.41 \pm 1.00 \mu\text{m}$ to $2.06 \pm 2.49 \mu\text{m}$, which were very irregular and were not found constantly. It was also concluded that Er:YAG laser with the parameters used in this experiment, is a negative influence to the hybrid layer formation, and that cavity preparation methods do influence the hybrid layer formation.

Keywords: Cavity preparation. Lasers. Dentine adhesives.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Fluxograma da fase experimental	60
Figura 2 - Medida de espessura de camada híbrida obtida no dente 1 do Grupo II, com uso do adesivo Adper Single Bond 2	67
Figura 3 - Porções de camada híbrida obtidas em fragmentos do dente 1 do Grupo I	76
Figura 4 - Porções de camadas híbridas obtidas em fragmentos de dentes do Grupo II	77
Figura 5 - Porções de camadas híbridas obtidas em fragmentos de dentes do Grupo III	78
Figura 6 - Porções de camadas híbridas obtidas em fragmentos de dentes do Grupo IV	79
Figura 7 – Fotomicrografias obtidas de fragmentos retirados do dente 1 do Grupo V	80

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Distribuição das amostras	68
Quadro 2 - Medidas obtidas no Grupo I em μm	69
Quadro 3 - Medidas obtidas no Grupo II em μm	70
Quadro 4 – Medidas obtidas no Grupo III em μm	70
Quadro 5 – Medidas obtidas no Grupo IV em μm	71
Quadro 6 – Medidas obtidas no Grupo V em μm	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Posto Médio dos valores encontrados para o fator <i>Presença X Ausência</i> em relação ao tipo de tratamento superficial	72
Tabela 2 - Posto Médio dos valores encontrados para o fator <i>Presença X Ausência</i> em relação ao tipo de sistema adesivo	73
Tabela 3 – Comparação entre os Postos Médios do fator <i>Presença X Ausência</i> em relação aos diferentes tipos de tratamento superficial	73
Tabela 4 – Valores encontrados para o fator <i>Espessura de Camada híbrida</i> em relação ao tipo de tratamento superficial	73
Tabela 5 – Valores encontrados para o fator <i>Espessura de camada híbrida</i> em relação ao tipo de sistema adesivo	74
Tabela 6 – Valores encontrados para o fator <i>Espessura da camada híbrida</i> em relação ao cruzamento tipo de tratamento superficial x tipo de sistema adesivo	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm	- Micrômetro (unidade de medida equivalente a 10^{-6} metros)
μs	- Microsegundo (unidade de medida equivalente a 10^{-6} segundos)
4 META	- 4 metacriloxietil trimelitato anidro
BIS-GMA	- Bisfenol A e glicidil metacrilato
EDTA	- Ácido etileno-diamino-tetra-acético
Er:YAG	- Laser de érbio:ítrio-alumínio-granada
HCl	- Ácido clorídrico
HEMA	- 2 Hidroxietil metacrilato
Hz	- Hertz (medida de frequência de picos em ondas eletromagnéticas expressa em ciclos por segundo)
J	- Joule (medida de energia)
J/cm^2	- Joules por centímetro quadrado (medida de densidade de energia)
LASER	- Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação
MEV	- Microscopia eletrônica de varredura ou Microscópio eletrônico de varredura, dependendo do sentido da frase
mJ	- Milijoules (medida de energia equivalente a 10^{-3} J)
MMA	- Metil metacrilato
MMA/TBB	- Metil metacrilato / tri-n-butil burano
mW	- Miliwatt
mW/cm^2	- Miliwatt por centímetros quadrados
Nd:YAG	- Laser de neodímio:ítrio-alumínio-granada
ηm	- nanômetro (unidade de medida equivalente a 10^{-9} metros)
NPG-GMA	- N-fenil glicina e glicidil metacrilato

ηs	- nanosegundo (unidade de medida equivalente a 10 ⁻⁹ segundos)
NTG-GMA	- N-tolilglicina-glicidil metacrilato
PENTA	- Ester penta acrilato fosfanatado
PMDM	- Anidrido pirometílico e 2 hidroxietil metacrilato
PMMA	- Polimetil metacrilato
pps	- pulsos por segundo
psi	- abreviatura de libras por polegada quadrada (pounds per square inch)
rpm	- rotações por minuto
TBB	- Tri-n-butil burano
TEGDMA	- Trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA	- Uretano dimetacrilato
W	- Watt (unidade de potência)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1	Hibridização e espessura da camada híbrida	23
2.2	Laser para preparo cavitário	40
3	PROPOSIÇÃO	57
4	MATERIAIS E MÉTODOS	58
4.1	Materiais	58
4.2	Método	59
4.2.1	<u>Delineamento experimental</u>	59
4.2.2	<u>Obtenção dos fragmentos de dentina</u>	61
4.2.3	<u>Tratamento da dentina e restauração</u>	61
4.2.4	<u>Preparo das amostras para MEV</u>	65
4.2.5	<u>Análise da espessura da camada híbrida</u>	66
5	RESULTADOS	69
6	DISCUSSÃO	81
7	CONCLUSÕES	93
	REFERÊNCIAS	94
	APÊNDICE 1 – Aprovação do Comitê de Ética	103
	APÊNDICE 2 – Tratamento estatístico	105

1 - INTRODUÇÃO

A Odontologia tem evoluído muito como ciência ao longo de sua história, deixando de ter um caráter extremamente artesanal e técnico, e passando a ocupar um papel cada vez maior como ciência voltada para a saúde dos indivíduos, buscando desta forma se desenvolver como tal.

Neste sentido, um dos maiores desafios com o qual a Odontologia tem se deparado é a obtenção de um material ideal, que apresente em suas propriedades algumas características desejáveis como biocompatibilidade, capacidade preventiva, representada pela liberação de flúor, adesividade às estruturas dentárias, estética, facilidade de uso, custo acessível, entre outras.

Se voltarmos na história da Odontologia, podemos notar que os materiais utilizados até aproximadamente a metade do século XX não apresentavam praticamente nenhuma destas características, e a forma com a qual um cirurgião-dentista atendia a seus pacientes era extremamente empírica, estando aí o possível início de um grande pavor que a grande maioria da população mundial tem em relação à Odontologia. Este fato ocorria pois, de uma certa forma, o paciente quase sempre motivado pela dor, procurava o profissional para a resolução de um problema, e geralmente a solução para o quadro clínico envolvia mais dor, e o que é pior, o resultado nem sempre era satisfatório, e muitas vezes acarretava em mais problemas futuros.

Este quadro começou a se modificar nos idos de 1955, quando BUONOCORE¹¹ introduziu o condicionamento ácido na Odontologia, e deu início a uma nova fase na Odontologia, a Odontologia adesiva. Esta se reforçou muito com a introdução dos compósitos

feita por BOWEN *apud* ANUSAVICE⁹, e posteriormente com a introdução dos sistemas adesivos. Seria correto afirmar que a evolução cada vez maior destes dois últimos materiais, os sistemas adesivos e os compósitos, trouxe uma mudança muito grande no padrão dos trabalhos que são realizados atualmente nos pacientes, e embora ainda hoje não se possa afirmar que os trabalhos realizados terão grande durabilidade, os profissionais têm em suas mãos uma gama muito grande de possibilidades que podem fazer com que seus pacientes saiam do consultório mais satisfeitos e menos traumatizados do que os pacientes de antigamente.

Infelizmente ainda não temos a nossa disposição um material ideal, porém muitas pesquisas têm sido realizadas com este objetivo. Muitas destas pesquisas giram em torno do desenvolvimento cada vez maior dos sistemas adesivos e dos compósitos, já que muitos acreditam que o material ideal virá justamente deste desenvolvimento. Nestas pesquisas, sempre que se descobre um novo material, uma bateria de testes são realizados, *in vitro* e *in vivo*, e são avaliadas várias características como a biocompatibilidade do material, a sua força de adesão às estruturas dentárias e a sua capacidade de vedação contra a infiltração de bactérias e seus subprodutos. Dentro destas linhas de pesquisa, uma linha ganhou grande destaque no mundo científico, a avaliação microscópica da camada de união entre um material, normalmente um sistema adesivo, e a estrutura dentária.

Dentro desta linha de pesquisa, muitas são as variáveis estudadas, dentre as quais destacam-se as comparações entre materiais, comparações entre técnicas de aplicação dos materiais, e avaliação do tipo de substrato onde se está realizando a adesão. Neste sentido, a forma como se prepara o substrato para a adesão passa a ser importante, e passa a influenciar no resultado final da restauração.

Até meados da década de 1980, não se pensava muito na forma de preparo do substrato, já que a turbina de alta rotação, uma unanimidade entre os profissionais e uma

causa constante de medo entre os pacientes, desde a sua invenção, praticamente sempre foi o único método de preparo cavitário. Outras técnicas de preparo já vem sendo desenvolvidas há muitos anos, algumas inclusive datando de antes da criação da própria turbina de alta rotação, no entanto a turbina de alta rotação continuou sendo o único método realmente eficaz de preparo cavitário.

Ainda hoje esta realidade se mantém, porém o desenvolvimento tecnológico cada vez maior de alguns métodos de preparo, com destaque especial para o laser e o jato de ar abrasivo, fez com que as pesquisas envolvendo estes e outros métodos alternativos se tornassem cada vez mais constantes. Estas pesquisas se tornaram também mais frequentes pois cada vez mais os pacientes, guiados por seu medo, procuram métodos alternativos, que não possuam principalmente as principais características indesejáveis que a turbina de alta rotação possui, ou seja, barulho indesejável, pressão durante o uso, sensação de vibração do dente, dentre outras características que os pacientes repudiam nas turbinas.

Sempre que uma pesquisa tem por objetivo avaliar a efetividade de um determinado método de preparo, este é comparado com a turbina de alta rotação, e embora não seja uma constante, os resultados envolvendo o laser de Er:YAG têm se mostrado bastante animadores. Muitas pesquisas de força de adesão ou de microinfiltração, por exemplo, têm mostrado valores muitos próximos entre sistemas adesivos aderidos a dentes preparados com pontas diamantadas em alta rotação ou laser de Er:YAG. No entanto, embora os resultados apresentem semelhanças entre si, as comparações microscópicas de superfícies preparadas com estes dois métodos descritos mostram profundas diferenças entre as características destas superfícies preparadas, o que provavelmente promoveria modificações no modo de atuação do sistema adesivo, e teoricamente deveria promover diferentes resultados de adesão.

Impulsionado por esta dúvida, BARCELEIRO⁴ desenvolveu um experimento onde avaliou microscopicamente a espessura da camada híbrida formada por um sistema adesivo

sobre a dentina preparada com três métodos de preparo, dentre os quais estavam a turbina de alta rotação e o laser de Er:YAG. Neste experimento, foi observado que o laser de Er:YAG com determinados parâmetros utilizados àquela época afetou negativamente a formação da camada híbrida. Baseados nos resultados encontrados neste experimento, foi concluído que o laser de Er:YAG não deveria ser utilizado com aqueles parâmetros. No entanto, as observações realizadas fizeram com que novas dúvidas surgissem, relativas à utilização destes métodos alternativos.

Algumas destas dúvidas diziam respeito ao uso do laser de Er:YAG com outros parâmetros de utilização. Discutiu-se, por exemplo, se seria possível a formação de camadas híbridas de melhor qualidade em superfícies dentárias preparadas com laser de Er:YAG utilizando-se parâmetros diferentes, ou sistemas adesivos diferentes dos utilizados naquele trabalho. Discutiu-se se seria necessária a utilização de condicionamentos ácidos por um maior tempo, para que a superfície preparada pelo laser conseguisse ser desmineralizada, e o sistema adesivo conseguisse atuar de forma mais efetiva.

Pelo exposto, fazem-se necessários estudos que avaliem a espessura da camada híbrida formada por sistemas adesivos, de filosofias adesivas diferentes, sobre a superfície dentinária preparada de diferentes maneiras.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – Hibridização e espessura da camada híbrida

O início da chamada Odontologia adesiva se deu através dos experimentos de BUONOCORE¹¹ que, baseado na aplicação industrial do ácido fosfórico, utilizado para aumentar a união entre tintas acrílicas e metais, resolveu experimentar qual seria o resultado de sua aplicação sobre o esmalte dentário. O autor utilizou o referido ácido numa concentração de 85% durante trinta segundos, e observou que a resina acrílica passou a se unir ao esmalte dental com uma estabilidade nunca antes vista. Seus resultados levaram ao surgimento de uma nova realidade na Odontologia, na qual segundo o próprio autor, seria possível a realização de selamentos de sulcos e fissuras com objetivos preventivos, e a realização de restaurações com melhores vedamentos, o que diminuiria o risco de surgimento de cáries secundárias.

Empolgados com as possibilidades da descoberta de BUONOCORE¹¹, e com as possibilidades que uma adesão à dentina poderiam também trazer para a Odontologia, BUONOCORE, WILEMAN e BRUDEVOLD¹² descreveram aquele que poderia ser considerado o primeiro sistema de adesão à dentina. Os autores desenvolveram uma mistura contendo, entre outros componentes, monômeros e polímeros de metilmetacrilato. Quando aplicada sobre a dentina, esta mistura promoveu um grande aumento na união entre dentina e resina acrílica. No entanto, esta união se mostrou instável em umidade, e os corpos de resina acrílica tendiam a se soltar em pouco tempo.

A busca por um mecanismo ou produto que tornasse possível a adesão à dentina

continuou por vários anos, no entanto, os resultados se mostravam de uma forma geral bastante decepcionantes. Pode se dizer que algum resultado favorável foi obtido apenas na década de 1980, quando BOWEN, COBB e RAPSON¹⁰ relataram que o uso de uma solução aquosa de Oxalato férrico a 5,3%, por sessenta segundos, seguida de lavagem e secagem, mais o uso de uma solução de NTG-GMA, em acetona, por sessenta segundos, seguido da aplicação de acetona pura, deixada por dez segundos e removida com jato de ar, e finalmente, a aplicação de uma solução de 4-META em acetona, por mais sessenta segundos, seguida de secagem com ar, fez com que fossem obtidas grandes forças de união *in vitro* entre dentina e um compósito, na ordem de até 13,1 MPa. Como esta mistura também se mostrou eficaz para adesão em esmalte, os autores concluíram que a seqüência descrita poderia ser usada para se alcançar a tão desejada adesão à dentina.

Enquanto isso, no Japão, um grupo de pesquisadores desenvolvia uma linha diferente de pesquisa com o mesmo objetivo, a adesão à dentina. Estes pesquisadores, supervisionados por Nobuo Nakabayashi, se baseavam nas observações de um grupo de pesquisadores coordenados por Masuhara, os quais reportaram que o uso de TBB como iniciador permitia que o MMA se unisse quimicamente ao colágeno produzindo uma excelente adesão, forte e durável (resistente por mais de quinze anos em água). No entanto, esta adesão não era eficaz quando se utilizava dentina desgastada como substrato para esta adesão (NAKABAYASHI, NAKAMURA e YASUDA⁴⁴).

Após várias tentativas de se aprimorar o sistema MMA-TBB, TAKEYAMA *et al.* *apud* NAKABAYASHI, NAKAMURA e YASUDA⁶⁶ descobriram que a adição de monômeros que continham grupos hidrofóbicos (grupamento fenil) e hidrofílicos (grupamento carboxil) aumentavam a estabilidade da união do MMA-TBB ao esmalte. Destes monômeros, o que se mostrou mais eficaz foi o 4-META. Em análises microscópicas e químicas, os autores notaram que a resina adesiva parecia penetrar e encapsular os prismas de esmalte

condicionados, formando tags de resina. No entanto, no final dos tags, havia uma fina camada, onde a resina havia impregnado o material interprismático formando um novo material que era parte dente e parte resina, chamada de camada híbrida, altamente ácido-resistente. Apesar dos avanços conseguidos na adesão ao esmalte, o recém-criado sistema se mostrava ineficaz na dentina condicionada com ácido fosfórico, o qual era considerado o condicionador apropriado para a dentina.

Seguindo uma sugestão de Rafael Bowen, NAKABAYASHI, KOJIMA e MASUHARA⁴³ desenvolveram então uma técnica na qual um pré-tratamento da dentina usando uma solução de ácido cítrico a 10% e de cloreto férrico a 3% (Solução 10-3) durante dez segundos permitia uma dissolução do cálcio sem afetar a trama colágena. Este pré-tratamento diferenciado permitiu que as forças de união à dentina aumentassem em até 200%, atingindo valores de até 18 MPa. De acordo com os autores, análises microscópicas mostraram que o grande responsável por este aumento foi a formação de uma camada híbrida em dentina.

Apesar de altamente revolucionário, este mecanismo de adesão à dentina só se tornou conhecido e difundido pela Odontologia mundial no início da década de 1990, quando NAKABAYASHI, NAKAMURA e YASUDA⁴⁴ relataram os resultados obtidos em mais de uma década de experimentos, sugerindo então que o conceito de união à dentina através da formação de uma camada híbrida deveria ser incorporado pela Odontologia, o que, dentre outras vantagens, iria promover uma prevenção contra hipersensibilidade pós-operatória, manchamentos marginais, danos pulpares e cáries secundárias, tudo isto devido a uma possível diminuição na microinfiltração marginal.

No ano seguinte, NAKABAYASHI, ASHIZAWA e NAKAMURA⁴² demonstraram a formação da camada híbrida *in vivo*, através da aplicação do sistema 4-META/MMA-TBB e a influência do pré-tratamento com solução 10-3 por dez ou trinta segundos, em dentina sadia e

cariada, de dentes humanos com exodontia indicada. Após análise microscópica, os autores observaram inicialmente que a camada híbrida previamente descrita *in vitro* apresentava as mesmas características *in vivo*. Além disso, observaram que o tempo de uso da solução 10-3 não influenciava a qualidade e espessura da camada híbrida, indicando o tempo de dez segundos por promover uma diminuição dos tempos operatórios.

NAKABAYASHI e TAKARADA⁴⁶ avaliaram a possibilidade de se aumentar a difusibilidade dos monômeros pela dentina condicionada através do uso de uma substância conhecida por HEMA, a qual teria a capacidade de tornar o substrato dentinário condicionado com ácido mais penetrável pelos monômeros. Segundo os autores, esta função seria de vital importância, já que a força de adesão à dentina poderia ser alterada pelo grau de difusão dos monômeros pelo substrato dentinário desmineralizado, o que variaria de acordo com a permeabilidade do substrato dentinário e com a difusibilidade do monômero em si. Para esta análise, os autores promoveram adesão à dentina bovina tratada com solução 10-3 ou solução de ácido cítrico a 10%, seguido ou não do uso da substância HEMA, com diferentes tempos de aplicação, previamente ao uso do sistema 4-META/MMA-TBB. Seus resultados mostraram que a aplicação de HEMA aumentou invariavelmente a força de união à dentina. Uma observação importante feita pelos autores foi o fato de que em dentina condicionada com solução 10-3, o tempo de aplicação de HEMA necessário para este aumento de adesão foi menor do que o tempo necessário na dentina condicionada com ácido cítrico.

Com o objetivo de testar uma nova versão de um adesivo dentinário, onde se utilizaria a metodologia de formação da camada híbrida, porém com algumas modificações quanto à forma de se chegar até ela, KANCA III³³ realizou testes de cisalhamento em blocos de compósito unidos à dentina desgastada e polida de molares humanos extraídos. Para esta adesão do compósito, o autor utilizou o sistema adesivo All-Bond, com diferentes métodos de condicionamento da dentina, variando-se a concentração e o tempo de aplicação do ácido

fosfórico, além de variar a forma de secagem da dentina após a lavagem do ácido (secagem por dez ou três segundos, ou secagem com papel absorvente, sem a remoção do excesso de água). O autor observou que o grande diferencial nos seus resultados foi justamente a forma de secagem. Segundo o autor, o uso do ácido fosfórico a 10%, por trinta segundos, seguido do uso do papel absorvente, atingiu forças médias de união de 29,34 MPa, bastante superiores aos valores encontrados onde houve secagem com ar (média de 16,38 MPa). Estes resultados levaram o autor a indicar o uso do adesivo testado, desde que a forma de secagem fosse o uso do papel absorvente, acabando assim com a antiga indicação de se secar a dentina após a lavagem do ácido.

No mesmo ano, GWINNETT e KANCA III²⁵ realizaram um estudo onde compararam a força de união à dentina entre vários sistemas adesivos, uns com condicionadores de dentina e outros sem, para comparar se os sistemas que utilizavam a formação da camada híbrida produziam maiores forças de união. Além desta comparação, os autores compararam também, dentro dos sistemas que utilizavam condicionadores dentinários, qual seria a melhor forma de secagem da dentina após a lavagem do condicionador. Os autores observaram que os sistemas que se baseavam na hibridização apresentavam forças de união bastante superiores, independentemente dos parâmetros utilizados. No entanto, em sua conclusão, relataram que o ideal seria a utilização destes adesivos, realizando-se a secagem da dentina com uso de algum artifício que não promovesse o ressecamento da dentina.

Utilizando uma técnica de bombeamento de íons para análise da camada híbrida em MEV, VAN MEERBEEK *et al.*⁷⁰ tiveram por objetivo classificar os diferentes adesivos que existiam no mercado, de acordo com seu método de adesão. Em suas análises, os autores avaliaram dentre outras coisas a espessura da camada híbrida, a qual chegou a atingir medidas de até 2,5 µm (valor atingido pelo sistema adesivo All-Bond All-Etch). De acordo com suas observações, os autores classificaram os sistemas adesivos em sistemas que removiam ou

dissolviam a camada de lama dentinária, formando a camada híbrida, sistemas que apenas modificavam a camada de lama dentinária, e que não formavam camada híbrida, e um terceiro grupo em que a camada de lama dentinária era apenas parcialmente dissolvida, criando uma camada híbrida muito fina. De acordo com os autores, o primeiro grupo de materiais, ou seja, os sistemas que removiam ou dissolviam a camada de lama dentinária, deveria ser sempre preferido, já que a camada híbrida formada teria uma capacidade de prevenir a passagem de microorganismos e toxinas, produzindo resultados clínicos mais duráveis.

INOKOSHI *et al.*²⁹ também se preocuparam em estudar a morfologia da camada de adesão formada por sete marcas comerciais de sistemas adesivos. Para tanto, utilizaram também a técnica de bombeamento de íons para visualização da camada de adesão em MEV. Os autores observaram diferentes padrões de união, mas de uma forma geral, todos os sistemas adesivos testados promoviam a formação de uma camada híbrida, com espessuras que variavam entre 1 e 10 µm. Além disso, os autores puderam também observar a presença de resina adesiva não polimerizada nas porções mais profundas das camadas de união formadas por alguns sistemas adesivos, como foi o caso do sistema Photobond. Eles acreditavam que isto poderia ter sido causado pela presença de oxigênio ou água na dentina, o que os levou a chamar a atenção para o fato de que a simples presença da camada híbrida não era sinal de sucesso absoluto, já que esta apesar de estar presente, poderia encontrar-se defeituosa.

Com o objetivo de verificar se os condicionadores de dentina utilizados em preparos cavitários seriam igualmente eficazes em dentina fraturada (livre de lama dentinária), PASHLEY *et al.*⁴⁹ avaliaram em MEV superfícies dentinárias dos dois tipos, condicionadas com ácido fosfórico a 37% e secas ou mantidas úmidas após a lavagem do ácido. Os autores observaram que não havia diferenças quando a variável foi o tipo de dentina. No entanto, observaram que o melhor substrato dentinário para a formação de uma posterior camada

híbrida seria a dentina mantida úmida após a lavagem do ácido, a qual poderia conter uma rede de fibras colágenas mais porosa, o que permitiria uma melhor infiltração dos componentes do sistema adesivo.

Acreditando que o tipo de substrato dentinário poderia influenciar o mecanismo de adesão, e baseados no fato de que um tipo de dentina muito comum é a dentina hipermineralizada, PERDIGÃO *et al.*⁵⁰ avaliaram a força de união entre vários tipos de dentina, com diferentes graus de mineralização e quatro sistemas adesivos através de testes de resistência ao cisalhamento. Além dos testes de cisalhamento, os autores observaram em MEV a superfície de união entre os substratos. Os autores utilizaram os adesivos All-Bond 2, Amalgambond Plus, Prisma Universal Bond 3 e Scotchbond Multi-Uso de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes, e observaram que as forças de união foram sempre maiores quando o substrato foi uma dentina normal, ao contrário da dentina hipermineralizada, que se mostrou ser um substrato ruim para adesão. Estas observações levaram os autores a indicarem a confecção de retenções adicionais em casos onde fossem observados este tipo de substrato dentinário.

A morfologia da camada híbrida formada na interface entre várias resinas adesivas, entre elas o sistema adesivo Scotchbond Multi-Uso, e a dentina condicionada, *in vivo*, foi avaliada por FERRARI, CAGIDIACO e MASON¹⁶, por análise em MEV das camadas formadas em superfícies de dentina pertencentes a vinte dentes, os quais, após restaurados, foram imediatamente extraídos. Os autores dividiram os dentes em duas partes, sendo uma das metades parcialmente descalcificada e a outra completamente desmineralizada. Por meio desses procedimentos, os autores conseguiram constatar a formação da camada híbrida, com espessuras que variavam de 2 a 5 μm , e observaram também a morfologia dos tags de resina que se formaram, os quais apresentavam uma forma de cone invertido o que poderia, segundo os autores, auxiliar a retenção micromecânica dos adesivos. De acordo com os autores, seus

experimentos puderam evidenciar que a morfologia da camada híbrida formada *in vitro* correspondia à sua morfologia *in vivo*.

Um experimento com o mesmo objetivo foi conduzido por WALSHAW e MCCOMB⁷³ que também se preocuparam em avaliar a morfologia da camada híbrida formada *in vivo* por três sistemas adesivos, All-Bond 2, Scotchbond 2 e Scotchbond Multi-Uso. Em 75% das superfícies de união entre a dentina e o adesivo All-Bond 2, os autores encontraram camadas híbridas livres de falhas, medindo entre 5 e 8 µm. No caso do adesivo Scotchbond Multi-Uso, os autores também encontraram camadas híbridas praticamente sem falhas, medindo em média 5 µm. No entanto, para este adesivo, os autores observaram em alguns pontos a presença de camadas híbridas mais finas (1 a 2 µm), completamente livre de falhas, e sem a formação de tags, com uma fina camada de resina adesiva. Segundo os autores, nestes casos, a resina adesiva deve ter penetrado muito pouco nos túbulos dentinários promovendo, no entanto, um envelopamento das fibras colágenas, formando aquilo que seria a verdadeira camada híbrida.

GRIFFITHS e WATSON²⁴ utilizaram uma nova metodologia para visualização da morfologia da camada híbrida formada entre a dentina e o sistema adesivo Scotchbond Multi-Uso. Por meio de microscopia confocal, os autores conseguiram visualizar o movimento dos diferentes componentes do sistema adesivo quando estes eram aplicados, de acordo com as instruções do fabricante, já que a cada passo operatório, incluindo até mesmo a lavagem e as secagens, os autores realizavam visualizações microscópicas. Dentre as observações feitas, os autores mostraram a importância de se secar o primer, ao contrário do que afirmavam alguns autores que acreditavam que o primer deveria ser deixado até a sua evaporação. Segundo os autores, esta secagem aumentaria a penetração do primer entre as fibras colágenas. Além disso, os autores mostraram que o adesivo não deveria ser secado, já que isso levaria à formação de bolhas na camada de adesivo. Esta técnica mostrou também a espessura da

camada híbrida que variou entre 3 e 4 μm . Estas observações levaram os autores a concluir que o sistema estudado era altamente sensível à técnica, provavelmente devido a diferenças nas viscosidades entre os componentes, e que o ideal seria obedecer sempre as instruções do fabricante.

Com o desenvolvimento cada vez maior das técnicas de microscopia, novas descobertas sobre a camada híbrida foram sendo realizadas. Dentre elas, destacou-se a descrição feita por SANO *et al.*⁵⁸ de que a camada híbrida não era uma camada impermeável como se acreditava. De fato, os autores descreveram a existência de porosidades na camada híbrida, com tamanhos nanométricos, por onde poderiam ocorrer infiltrações de produtos bacterianos, ou quaisquer outros produtos nocivos à estrutura dental. A esta infiltração que poderia ocorrer por entre estes poros na camada híbrida, os autores deram o nome de nanoinfiltração.

GORACCI e MORI²² realizaram uma análise em MEV da camada de união entre o sistema adesivo Scotchbond Multi-Use e a dentina, e entre um cimento de Hidróxido de cálcio e a dentina, com o objetivo de provar a hipótese de que a presença de uma base de Hidróxido de cálcio sob restaurações adesivas, além de ser desnecessária, poderia promover uma diminuição na qualidade da restauração, acreditando que a hibridização já seria suficiente para promover um selamento total da cavidade. Em suas observações, os autores mostraram a formação de uma fissura entre a base de Hidróxido de cálcio e a dentina, provavelmente causada pela contração de polimerização do compósito restaurador, e mostraram também a formação de uma camada híbrida, praticamente livre de falhas (90% da linha de união se apresentava livre de poros), com uma espessura variando entre 4 e 6 μm . Segundo os autores, esta camada híbrida teria uma dupla função de reter a restauração na dentina e torná-la cárie-resistente, ao contrário da camada de Hidróxido de cálcio, que devido às fissuras descritas, poderia permitir a colonização futura de bactérias. Estas observações fizeram os autores

concluírem que a hipótese formulada era verdadeira.

Com o objetivo de avaliar a camada de união formada sobre a dentina, não desmineralizada com ácido, e sim por um primer ácido de um sistema adesivo autocondicionante, NAKABAYASHI e SAIMI⁴⁵ realizaram várias avaliações em MEV, variando os tempos de condicionamento da dentina pelo primer condicionante, e tentaram relacionar os resultados encontrados com outros resultados provenientes de testes de tração. Em suas observações, os autores notaram grandes variações nas espessuras das camadas híbridas, tendo sido encontradas camadas com espessuras entre 2,1 µm (trinta segundos de aplicação do primer) e 4,1 µm (sessenta segundos de aplicação do primer). Os autores ainda observaram que a espessura mínima de camada híbrida capaz de suportar uma força de 10 MPa seria 1µm. Em suas conclusões, os autores chamaram atenção para o fato de que uma camada híbrida de boa qualidade seria importante pois representaria uma barreira contra a desmineralização provocada pela ação de agentes cariogênicos.

A verificação da espessura da camada híbrida também foi o objetivo de FERRARI e DAVIDSON¹⁷, só que neste caso, os autores avaliaram esta espessura quando esta camada híbrida era formada *in vivo*. Para isso, os autores utilizaram dez dentes, com exodontia indicada, onde utilizaram os sistemas adesivos Scotchbond Multi-Usó e Clearfil Liner-Bond 2 de acordo com as instruções do fabricante. Após as exodontias, os dentes foram seccionados, e estas secções foram então tratadas com ácido cítrico a 10% por um minuto, lavadas em água deionizada, e em seguida foram tratadas com Hipoclorito de sódio a 10% por cinco segundos. Na observação em MEV, os autores encontraram camadas híbridas medindo em média 4,2 µm para o primeiro sistema e 1,65 µm para o segundo. Estas medidas mostraram que as espessuras encontradas em outros testes *in vitro* eram representativas da realidade *in vivo*. Além disso, os autores chamaram atenção para o fato de que uma camada híbrida espessa seria importante para a força de união, já que a camada híbrida seria responsável por até 2/3

desta força, e portanto, quanto mais espessa ela fosse, maior a força seria.

Com a introdução de novos sistemas adesivos onde o primer e o adesivo eram apresentados em um só frasco, FERRARI, GORACCI e GARCÍA-GODOY¹⁹ desenvolveram um novo experimento, na mesma linha, onde avaliaram a espessura da camada híbrida formada pelos sistemas Prime & Bond 2.1, Single Bond e Syntac Sprint. Os autores avaliaram também a necessidade ou não do condicionamento da dentina antes do uso destes sistemas adesivos, já que os fabricantes alegavam que estes produtos eram autocondicionantes. Com estes objetivos, os autores realizaram corpos de prova com e sem condicionamento da dentina, os quais foram tratados com ácido fosfórico a 37% por dez segundos e Hipoclorito de sódio a 2% por sessenta segundos antes da visualização em MEV. A microscopia mostrou camadas híbridas variando entre 2 e 6 µm para o primeiro sistema, entre 2 e 7 µm para o segundo e entre 3 e 7 µm para o terceiro, apenas quando houve condicionamento da dentina com ácido fosfórico a 36% por vinte segundos. Nos grupos onde não houve condicionamento, não houve a formação de camada híbrida, o que levou os autores a concluir que os sistemas adesivos não eram autocondicionantes, mas eram eficazes quanto à adesão, desde que utilizados após condicionamento da dentina.

PIOCH *et al.*⁵⁴ também realizaram experimentos nesta linha, só que além de avaliarem as espessuras de camadas híbridas formadas por diferentes sistemas adesivos, os autores realizaram também testes de cisalhamento para tentar descobrir alguma relação entre a espessura de camada híbrida e a força de união. Em seus resultados, os autores descobriram no entanto que o sistema adesivo que produziu as camadas híbridas mais finas (Scotchbond Multi-Usado) foi justamente o que apresentou as maiores forças de união, o que os levou a afirmarem que a espessura de camada híbrida não poderia ser utilizada como único parâmetro para verificação da qualidade de um sistema adesivo.

Preocupados com o papel que a camada híbrida teria sobre a adesão, PERDIGÃO e

LOPES⁵¹ descreveram que este papel era na verdade uma grande controvérsia. Segundo os autores, enquanto alguns estudos mostraram relação entre espessura de camada híbrida e força de união, outros mostraram não haver qualquer relação entre estes valores. Pelo descrito, os autores mostraram que esta relação seria dependente do tipo e da geração de sistema adesivo empregado, sendo a relação negativa para os adesivos de passo único, positiva para os de dois passos, e variável para os de três passos.

FERRARI *et al.*¹⁸ avaliaram em MEV a formação da camada híbrida e de tags de resina, com uso do sistema adesivo Prime & Bond NT, após sua aplicação sobre esmalte condicionado ou não com ácido fosfórico, e sobre dentina condicionada com ácido fosfórico ou NRC (abreviatura de *Non-Rinse Conditioner* – Um primer autocondicionante que faz parte do sistema adesivo Prime & Bond NT). Para isso, os autores utilizaram 36 molares hígidos, divididos em seis grupos. Em três grupos, os autores obtiveram superfícies planas de esmalte oclusal, e nos outros grupos, eles obtiveram superfícies planas de dentina oclusal. Em seguida, realizaram os procedimentos indicados pelo fabricante para as três variáveis estudadas (condicionamento com ácido fosfórico, com NRC ou nenhum condicionamento) antes do uso do adesivo. O uso do adesivo foi seguido da aplicação de uma camada de Dyract AP sobre a superfície preparada. Em seguida, todos os corpos de prova foram seccionados longitudinalmente, sendo uma metade descalcificada com ácido fosfórico a 36% por dez segundos e desproteinizada com Hipoclorito de sódio a 2% por sessenta segundos, e a outra metade desmineralizada com uso de ácido clorídrico a 30 % por dois dias. Após estes procedimentos, os autores realizaram a análise das estruturas descritas em MEV. Nos grupos condicionados com ácido fosfórico, os autores encontraram espessuras de camada híbrida de 3 a 5 μm , com tags de 10 a 30 μm . Nos grupos condicionados com NRC, os autores encontraram espessuras de 1 a 2 μm , com tags de resina bem menores em comprimento, e nos grupos não condicionados, não observaram a formação de camada híbrida, e nem de tags de

resina.

Um outro exemplo deste tipo de estudo foi então realizado por PRATI *et al.*⁵⁵, que avaliaram a espessura e a morfologia da camada híbrida formada em dentina com diferentes estágios de maturação e calcificação, com uso de cinco sistemas adesivos. De uma forma geral, os autores observaram que a espessura da camada híbrida era sempre maior em dentina profunda, em comparação com dentina superficial. Além disso, observaram que em dentina esclerosada, a camada híbrida era sempre mais fina que em dentina normal, independente da idade, e normalmente era de difícil visualização, e apresentava-se muito porosa, sendo que os autores alegaram que estes poros seriam os responsáveis pelas falhas adesivas freqüentemente encontradas em restaurações realizadas sobre este tipo de dentina. Ao compararem dentinas normais, os autores observaram que de uma forma geral, a camada híbrida era mais espessa em dentina jovem, variando entre 2,5 e 7 μm , dependendo do sistema adesivo estudado.

KREJCI *et al.*³⁶ afirmaram que um sistema adesivo deveria em primeira instância promover a retenção da restauração no interior da cavidade. Porém, outra grande função dos sistemas adesivos segundo os mesmos autores seria promover um perfeito vedamento marginal, estável sob carga oclusal, para proteção contra cáries secundárias, manchamento marginal e sensibilidade pós-operatória. Por isso, testes que avaliam apenas forças de união seriam importantes para avaliação da qualidade de um sistema adesivo, no entanto, não poderiam ser utilizados como parâmetros principais para indicação deste ou daquele sistema adesivo. No entanto, um perfeito vedamento marginal pareceria ser muito mais importante, e portanto, testes de adaptação marginal seriam de valor clínico muito maior. Segundo os autores, não há qualquer dúvida de que existe uma íntima relação entre a morfologia da camada híbrida e um perfeito vedamento marginal, e portanto, testes que avaliem a micromorfologia da camada de união, e avaliem a espessura da camada híbrida, deveriam ser sempre realizados para se avaliar a qualidade de um sistema adesivo.

Baseados no fato de que a profundidade de desmineralização pelos ácidos condicionadores é de grande importância para a adesão, já que uma penetração incompleta dos componentes do sistema adesivo por entre a rede de colágeno criada após a desmineralização poderia gerar falhas na camada híbrida, PERDIGÃO e LOPES⁵² promoveram visualizações em MEV de profundidades de desmineralização promovidas sobre dentinas condicionadas com ácido fosfórico a 35% com diferentes tempos de aplicação. Em seus resultados, os autores observaram profundidades de 0,9 µm (cinco segundos) a 11,1 µm (sessenta segundos + lavagem + sessenta segundos). Segundo os autores, as grandes variações encontradas em estudos de espessura de camada híbrida são provenientes de dois fatores: Diferenças nas profundidades de desmineralização, promovidas por diferentes ácidos e diferentes tempos utilizados nos diversos estudos, e diferenças nas direções dos cortes das superfícies de adesão para visualização em MEV. Por isso, baseando-se na hipótese de que a espessura de camada híbrida normalmente não seria fundamental para a adesão, os autores indicaram um tempo de condicionamento da dentina de cinco segundos, acreditando que a pequena desmineralização promovida por este tempo já seria suficiente para a completa disseminação dos componentes dos sistemas adesivos, sem que nenhum colágeno fosse deixado desprotegido. No entanto, eles chamaram atenção para o fato de que este tempo talvez fosse insuficiente para o esmalte, indicando assim um condicionamento prévio do esmalte por dez segundos, seguido do condicionamento da dentina por cinco segundos, e só então seria feita a lavagem do ácido, o que permitiria um condicionamento ideal do esmalte e da dentina.

DIAS¹⁵ realizou uma série de experimentos onde comparou a adesão à dentina obtida com o uso de dois tipos de sistemas adesivos, um autocondicionante (Etch & Prime 3.0) e um de três passos, com condicionamento ácido total (Scotchbond Multi-Use Plus). Foram realizados testes de microinfiltração, cisalhamento em esmalte e em dentina, e avaliação em

MEV da espessura da camada híbrida e do grau de penetração dos sistemas adesivos no esmalte e na dentina. Para a verificação da espessura da camada híbrida, foram realizadas restaurações de compósito sobre superfícies de dentina oclusal desgastadas e preparadas com os sistemas adesivos testados, de acordo com as instruções dos fabricantes. Para a visualização em MEV, foi realizada uma breve desmineralização das amostras em HCl a 10% por dois minutos, lavagem com água destilada e imersão em solução de NaOCl a 5% por dez minutos, antes da metalização. Nos resultados, foram encontrados valores médios de espessura de camada híbrida maiores para o adesivo Scotchbond Multi-Use Plus, o qual também apresentou uma uniformidade em relação ao padrão de penetração em esmalte e dentina.

Afirmando que a formação de camada híbrida na dentina intertubular seria o principal mecanismo de união dos sistemas adesivos, ARRAIS e GIANNINI³ avaliaram a micromorfologia e espessura da camada híbrida formada em dentina por sistemas adesivos com prévio condicionamento ácido e autocondicionantes, tendo os adesivos sido aplicados de acordo com as instruções de seus fabricantes, em superfícies dentinárias oclusais de dentes terceiros molares humanos hígidos planificadas e abrasionadas com disco de lixa. As análises em MEV mostraram diferentes espessuras de camada híbrida, tendo sido encontradas as seguintes médias: Scotchbond Multi-Use Plus – $7,41 \pm 1,24 \mu\text{m}$; Single-Bond – $5,55 \pm 0,82 \mu\text{m}$; Etch & Prime 3.0 – $3,86 \pm 1,17 \mu\text{m}$; Clearfil SE Bond – $1,22 \pm 0,45 \mu\text{m}$.

Em um trabalho voltado para avaliação de metodologias para visualização e medição de camadas híbridas, ITOU *et al.*³¹ avaliaram se a forma de secagem das amostras previamente ao jateamento com ouro para visualização em MEV poderia influenciar nos resultados obtidos. Para isso, prepararam amostras com diversos sistemas adesivos, com diferentes mecanismos de ação, e no momento da secagem prévia à visualização em MEV, avaliaram dois métodos de secagem, ponto crítico e secagem em um dessecador. Em todos os

sistemas adesivos testados, os autores observaram que a secagem com ponto crítico produziu camadas híbridas mais finas, incompatíveis com a literatura existente, e com isso, indicaram o uso do dessecador para remoção da umidade previamente ao jateamento com ouro.

Com o objetivo de avaliar se o uso de adesivos autocondicionantes por um tempo maior do que o recomendado pelo fabricante seria capaz de promover a formação de uma camada híbrida mais espessa e regular, SUNDFELD *et al.*⁶⁴ utilizaram o adesivo Prompt L-Pop por 30 s. sobre esmalte e dentina com condicionamento prévio com ácido fosfórico e sem condicionamento, sendo que neste caso, utilizaram o adesivo por 15, 30 e 45 segundos. Por meio de microscopia óptica, observaram que os corpos que receberam condicionamento prévio mostraram camadas híbridas mais espessas e regulares que os demais, e observaram que o tempo de aplicação do adesivo nos demais grupos não influenciou a formação da camada híbrida.

Pensando em avaliar se o pH dos adesivos autocondicionantes seria o fator determinante na qualidade de adesão destes adesivos à dentina, GREGOIRE e MILLAS²³ avaliaram por meio de MEV as camadas híbridas formadas por dez sistemas adesivos autocondicionantes existentes no mercado àquela época. Após a realização de todas as observações, concluíram que o pH não era um fator determinante, já que encontraram em grupos formados por adesivos com pH semelhantes, camadas híbridas completamente diferentes, no tocante a espessura e uniformidade.

Com o mesmo objetivo de avaliar se o pH teria influência na qualidade de adesão de um sistema adesivo autocondicionante, HIRAISHI *et al.*²⁷ prepararam formulações especiais alterando a concentração de água em dois sistemas adesivos autocondicionantes, balanceando com variações nas concentrações de etanol. Nos seus resultados, os autores observaram que um aumento na concentração de água de 0 a 60% aumentou o poder ácido dos adesivos, o que resultou na formação de camadas híbridas mais espessas. Eles notaram variações partindo de

0,2 μm (0 e 10% de água), passando por 0,5 a 1,0 μm (20 % de água), e chegando a 1,5 a 2,0 μm (40 e 60% de água). No entanto, os autores observaram também forças de adesão maiores e menor nanoinfiltração nos grupos com concentração de água na ordem de 20%, o que levou os autores a afirmarem que deveria haver um balanço na concentração de água, para que se permitisse uma adequada ionização dos monômeros ácidos, sem diminuir demais a concentração de resina, obtendo-se assim um balanço ideal entre espessura de camada híbrida, e resultados mecânicos de adesão.

Com o objetivo de avaliar se a aplicação de mais camadas de um adesivo autocondicionante seria capaz de promover a formação de camadas híbridas mais espessas, OZTAS e OLMEZ⁴⁸ prepararam corpos de prova para avaliação da camada híbrida em MEV utilizando o adesivo Single bond (controle) e o adesivo Prompt-L-Pop usando uma ou duas camadas deste adesivo (teste). Os autores observaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos controle e teste, sendo que observaram uma camada híbrida visível apenas no grupo controle (média de 3,7 μm). Observaram ainda que o uso de duas camadas de adesivo promoveu um selamento melhor que o uso de apenas uma camada, porém ainda inferior ao grupo controle.

Pensando também em avaliar se o número de camadas aplicadas de um sistema adesivo autocondicionante teria influência no resultado final obtido, LOGUERCIO *et al.*³⁹ realizaram um acompanhamento clínico de seis meses de restaurações realizadas com uso de um adesivo autocondicionante aplicado de acordo com as instruções do fabricante ou aplicado em mais camadas. Apesar do pouco tempo de avaliação, os autores já foram capazes de encontrar diferenças estatisticamente significantes entre os grupos controle e teste, no tocante à manutenção da restauração e coloração marginal, sendo que no grupo onde o adesivo foi aplicado com apenas uma camada, de acordo com as instruções do fabricante, os resultados foram sempre piores. Os autores concluíram indicando o uso destes sistemas adesivos com

um número maior de camadas.

2.2 – Laser para preparo cavitário

O termo LASER é o acrônimo de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (Luz Amplificada por Emissão Estimulada de Radiação). Acredita-se que o princípio do que hoje é considerada a energia laser surgiu em 1916, quando Albert Einstein primeiramente postulou através de demonstrações matemáticas o processo de estimulação de porções do campo eletromagnético e produção de luz amplificada, através da descrição do terceiro processo de integração da matéria, a emissão estimulada de radiação. Além desta teoria, o cientista holandês Neils Bohr postulou que os átomos poderiam residir em mais de um estado energético, e que quando um átomo muda de um estado energético para outro ocorre a absorção ou emissão de um quantum de energia luminosa. Estas teorias se tornaram realidade no início dos anos 1950 com o trabalho de Charles H. Townes, que foi capaz de amplificar com sucesso as frequências de microondas, processo este denominado Maser. Em 1958, Shawlow e Townes sugeriram a extensão dos princípios Maser para a porção visível do espectro eletromagnético (PINHEIRO e FRAME⁵³).

Em 1960, MAIMAN⁴⁰ conseguiu transformar todas as teorias do passado em realidade ao utilizar um cristal de rubi o qual foi estimulado com intensos pulsos luminosos oriundos de uma lâmpada fotográfica para produzir a primeira luz laser, emitida no espectro de luz visível.

No entanto, a primeira utilização da energia laser na Odontologia só ocorreu alguns anos depois, quando GOLDMAN²¹, após uma série de análises microscópicas feitas em dentes irradiados *in vitro*, considerou a técnica segura, e então irradiou um dente vital *in vivo*. Segundo o autor, esta técnica permitiu análises microscópicas posteriores, já que o dente tinha

sua remoção indicada, e permitiu também coletar dados referentes ao paciente, dentre os quais destacou a ausência de dor ou de sensação de calor no dente irradiado.

Deste momento em diante, vários autores tentaram utilizar a luz laser como substituta das turbinas de alta rotação para preparos cavitários, porém resultados descritos como rachaduras e/ou trincas no esmalte e dentina, queimaduras no esmalte e dentina, formação de crateras e fusão do esmalte, que muito lembram o processo de vitrificação, danos pulparens irreversíveis ligados a um aumento exagerado na temperatura intrapulpar, e outros efeitos indesejáveis, encontrados por autores como ADRIAN, BERNIER e SPRAGUE¹, KINERSLY *et al.*³⁵, STERN, SOGNAES e GOODMAN⁶¹, e STERN, VAHL e SOGNAES⁶², entre outros, fizeram com que o uso da energia laser na Odontologia como substituta das turbinas de alta rotação para preparos cavitários se tornasse uma possibilidade bastante remota.

Esta situação começou a mudar com a publicação de alguns trabalhos como o de WALSH JUNIOR e DEUTSCH⁷². Neste trabalho, os autores determinaram a quantidade de tecido ósseo que era removido ao se utilizar o laser de Er:YAG com uma energia de 1 J, com uma frequência de 2 Hz. Ao analisarem os resultados, os autores observaram orifícios com diâmetros de 1,05 a 1,15 mm, e mostraram com isso a capacidade que o laser de Er:YAG tinha de ablacionar superfícies duras como o osso parietal. Os autores acreditavam que esta boa capacidade se devia ao fato de que os componentes deste tecido (basicamente cálcio ou fosfato, na forma de hidroxiapatita, colágeno e água) tinham grande capacidade de absorverem energia no comprimento de onda utilizado por este laser (2,94 μm), evitando a formação de um plasma que normalmente diminuía a capacidade de outros tipos de laser quando se tentava cortar tecidos ósseos.

Baseados em trabalhos como o acima descrito, e no fato do tecido dental ter uma composição parecida com o tecido ósseo, HIBST e KELLER²⁶ investigaram a eficiência do uso do laser de Er:YAG sobre o esmalte e a dentina, no primeiro dos dois estudos que são

considerados como sendo os responsáveis pela introdução do laser de Er:YAG na Odontologia. Para isso, utilizaram discos de dentes com aproximadamente 2 mm de espessura que foram irradiados com energia de 30-360 mJ por pulso, com frequência de 1 Hz. Após a irradiação, o diâmetro dos orifícios produzidos foi medido e a média de tecido dental removido por pulso foi calculada. A temperatura na superfície dos dentes foi medida através de uma termocâmara. Ao observarem os resultados, os autores concluíram que o laser de Er:YAG é absorvido pelas estruturas duras do dente, pela água e pelos componentes inorgânicos, causando pouco e rápido aquecimento. O esmalte e a dentina foram removidos, em parte, pelo processo contínuo de vaporização e, em parte, em forma de microexplosão.

Dando continuidade aos estudos anteriores, KELLER e HIBST³⁴ utilizaram trinta dentes humanos cortados em fatias de 2 mm e irradiados com laser de Er:YAG com os mesmos parâmetros utilizados no estudo anterior. Os espécimes foram observados em microscopia óptica e MEV, onde se constatou mínimo ou nenhum dano aos tecidos adjacentes. Os autores relataram também que um pequeno dano à polpa poderia ser esperado, no entanto não souberam dizer o grau de reversibilidade destes danos, indicando a necessidade de novos estudos.

Procurando avaliar o efeito do laser de Er:YAG no esmalte superficial, o efeito da ablação do laser sobre esmalte, dentina e cimento e a possibilidade do esmalte adjacente aos defeitos da ablação adquirirem resistência ácida, KAYANO *et al.*³² irradiaram 35 dentes livres de cárie com energia de 500 mJ, densidade de 15,9 J/cm², profundidade de pulso de 200 ms e frequência de 1 ou 3 Hz. Para cada frequência, dois dentes de cada grupo foram imersos em solução desmineralizante com pH 4,5. Depois de quatro dias em imersão, os dentes foram preparados para observação através de microrradiografia. Para a análise do efeito do laser sobre esmalte, dentina e cimento, os autores utilizaram laser com contato no esmalte e cimento, onde foram utilizados 39 ou 74 mJ, 10 Hz e laser com contato na dentina,

onde foi utilizado 211 mJ e 10 Hz. Após a aplicação do laser, os dentes foram avaliados com microscópio óptico. As análises feitas levaram os autores a concluir que o laser de Er:YAG removeu por ablação o tecido dental sem promover fraturas, e promoveu resistência ácida no esmalte marginal adjacente aos defeitos provocados pela ablação.

Preocupados com o aumento da temperatura interna da polpa dentária quando do uso do laser de Er:YAG, BURKES *et al.*¹³ avaliaram a influência que um spray de água poderia promover sobre o processo de ablação. Para tanto, utilizaram um laser de Er:YAG com energia de 58 mJ sem irrigação sobre dois dentes, e com energia de 56, 60 e 95 mJ com irrigação sobre três dentes. Durante a aplicação do laser, a temperatura interna da polpa foi verificada com uso de um termopar, o qual era acoplado a um monitor digital de temperatura, com resolução de 0,1°C. Após a aplicação do laser, os dentes foram preparados para visualização em MEV. Os resultados mostraram que a ablação dos dentes irradiados sem irrigação não foi eficiente, pois a água do tecido se esgotava, o que também causou um aumento na temperatura da polpa de aproximadamente 20,6°C após um mil pulsos e de 51,6°C após cinco mil pulsos. Por outro lado, a ablação com irrigação se mostrou eficiente com todas as energias utilizadas, e a ablação com energia de 56 mJ foi a que causou menor aumento médio de temperatura, não passando de 1°C. Estes resultados, junto com as observações favoráveis obtidas com a microscopia eletrônica de varredura levaram os autores a indicarem o uso do laser de Er:YAG sempre com irrigação contínua, para se evitar danos pulparem irreversíveis.

Preocupados também com os efeitos do laser de Er:YAG sobre a polpa, LI, CODE e VAN DE MERWE³⁸ realizaram um estudo onde objetivaram descobrir o melhor protocolo para o uso do laser de Er:YAG, promovendo um corte de estrutura dental eficaz e eficiente, sem causar danos pulparem. Para tanto, utilizaram fatias de dentes com espessura variando entre 0,5 e 0,75 mm, as quais foram irradiadas com laser de Er:YAG com duração de pulso de

200 μ s, energia por pulso variando de 25 a 365 mJ, frequência de 2 ou 5 Hz, e irrigação constante. A eficiência de ablação foi obtida calculando-se a profundidade da cavidade obtida por pulso, com uma determinada energia, numa determinada frequência. Os resultados encontrados levaram os autores a afirmarem que o laser utilizado era eficaz para remoção de superfície de esmalte e dentina. Segundo os autores, a eficiência do laser na frequência de 5 Hz foi maior, porém os efeitos térmicos também foram maiores, embora não houvesse de fato diferenças significativas entre as duas frequências utilizadas. Ainda segundo os autores, para de fato se evitar danos térmicos, o laser de Er:YAG numa frequência de 2 ou 5 Hz deveria ser utilizado com energia menor que 80 J/cm² no esmalte e menor que 74 J/cm² na dentina, sempre com irrigação constante.

Devido a busca constante por um substituto ideal para as turbinas de alta rotação, WIGDOR *et al.*⁷⁴ realizaram um estudo com vários tipos de laser, onde buscaram descrever os efeitos destes diferentes tipos de laser sobre os tecidos dentais, incluindo aí o esmalte, a dentina e a polpa. Para tanto, uma cavidade de 3 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade foi criada com uma turbina de alta rotação na superfície vestibular de quatro dentes anteriores humanos recém-extraídos. Sobre estas cavidades, os autores utilizaram um laser de CO₂, um laser de Nd:YAG e um laser de Er:YAG, este último com pulsos de 250 μ s, frequência de 3 Hz e energia de 500 mJ, e ainda uma broca carbide em baixa rotação, funcionando como grupo controle. Estas cavidades foram avaliadas em MEV. Para uma análise *in vivo*, os autores utilizaram dentes anteriores de dois cachorros, onde foram realizados os mesmos procedimentos dos testes *in vitro*. Estes dentes foram avaliados histologicamente. Nos resultados, os autores observaram que o laser de Er:YAG foi o que causou menos danos nos dentes avaliados, com alterações em esmalte e dentina comparáveis às alterações encontradas quando do uso da broca em baixa rotação. Os autores observaram por exemplo que a arquitetura da camada de odontoblastos não se alterou quando do uso do laser de Er:YAG, e

que não havia evidência de infiltrado de células inflamatórias, indicando ausência de danos pulpares.

Para avaliar a influência do uso do laser de Er:YAG sobre a adesão, WRIGHT, MC CONNELL e KELLER⁷⁵ realizaram um estudo piloto onde compararam a microinfiltração em restaurações realizadas em cavidades preparadas convencionalmente e condicionadas com ácido fosfórico a 37%, preparadas convencionalmente e condicionadas com laser de Er:YAG com energia de 200 mJ e frequência de 2 Hz ou ainda preparadas com laser de Er:YAG com energia por volta de 300 mJ e frequência de 2 Hz e condicionadas com laser de Er:YAG com a mesma frequência e energia de 200 mJ. A análise através de escores feita sobre a infiltração da solução de Nitrato de prata utilizada levou os autores a concluírem que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos estudados, mostrando que o uso do laser de Er:YAG não afetou os procedimentos restauradores adesivos.

SONNTAG *et al.*⁶⁰ realizaram um experimento no qual realizaram análises histológicas de cortes de dentes de cão onde foram utilizadas pontas diamantadas em alta rotação ou laser de Er:YAG para o preparo de cavidades classe V, restauradas posteriormente com Óxido de zinco e eugenol. O laser de Er:YAG foi utilizado com duração de pulso de 250 μ s, energia de 56 mJ e frequência de 10 Hz, com refrigeração. Os resultados mostraram que 36 dentes não tiveram qualquer resposta inflamatória, ou apenas uma resposta leve, sete dentes tiveram uma resposta moderada ou severa. O grupo onde foi utilizada a ponta diamantada em alta rotação teve resposta semelhante estatisticamente. Estes resultados levaram os autores a concluírem que o laser de Er:YAG pode ser utilizado com segurança para a realização de preparos cavitários.

Para avaliar a influência do uso do laser de Er:YAG sobre a força de adesão de um compósito à dentina, VISURI, WALSH JUNIOR e WIGDOR⁷¹ compararam a resistência ao cisalhamento de um compósito unido à dentina preparada com ponta diamantada em alta

rotação, condicionada ou não com ácido fosfórico a 10%, ou preparada com laser de Er:YAG utilizando pulsos com duração de 230 μ s, frequência de 6 Hz e energia de 350 mJ/pulso, condicionada ou não com o mesmo ácido. Os resultados mostraram que o grupo tratado com laser, sem condicionamento, foi o que obteve os melhores resultados, com forças de $12,9 \pm 7,3$ MPa. Os autores alegaram que este resultado se deveu ao fato de que neste grupo, o laser produziu uma superfície dentinária com vários túbulos abertos, ideais para a formação de uma camada híbrida. Segundo eles, o adesivo utilizado neste experimento (ProBond-Caulk/Dentsply) não indica o uso do condicionamento ácido na dentina, devido ao modo de atuação de seu primer, e isto poderia explicar o fato do grupo sem condicionamento ter tido resultados melhores que o grupo com condicionamento. Os autores indicaram ainda estudos semelhantes, com outros adesivos, para a comprovação da necessidade ou não de condicionamento ácido da dentina após a aplicação do laser de Er:YAG.

TANJI, MATSUMOTO e EDUARDO⁶⁸ avaliaram o aspecto micromorfológico da superfície dentinária irradiada com o laser de Er:YAG, com três diferentes energias. Os grupos 1 e 2 foram irradiados com energia de 60 mJ, os grupos 3 e 4 com energia de 80 mJ, e os grupos 5 e 6 com energia de 100 mJ. O grupo 7, considerado o controle, foi condicionado com ácido fosfórico a 35%. Os grupos 2, 4 e 6, após irradiados, foram também condicionados com ácido. Os autores observaram em MEV que a energia de 100 mJ produziu maiores áreas de ablação e que o condicionamento ácido após as irradiações não apresentou alterações na dentina remanescente ao processo de ablação, porém nas áreas onde ocorreram remoções de tecido, o ácido parece ter causado efeito. Segundo os autores, a irradiação com o laser foi capaz de remover a camada de lama dentinária, expondo os túbulos, o que promoveria um melhor padrão de microrretenção para os materiais restauradores. Além disso, concluíram que a irradiação com o laser de Er:YAG poderia promover um aumento da resistência ao ácido.

BLANKENAU⁷ levou em consideração todas as pesquisas que já haviam sido feitas

com o uso do laser, e todas as vantagens que envolviam o uso do laser, dentre as quais destacou a melhor aceitação por parte dos pacientes, diminuição no tempo clínico, possibilidade de preparo cavitário sem uso de anestesia, entre outras, para afirmar que o uso do laser seria uma realidade nos consultórios particulares em pouco tempo.

Em 1997, TANJI *et al.*⁶⁷ avaliaram o aspecto micromorfológico de preparos cavitários classe I realizados com laser de Er:YAG em três diferentes densidades de energia (79,61 J/cm²; 89,57 J/cm² e 99,52 J/cm²), no modo não contato, focalizado, com frequência de 2 Hz, com refrigeração. Os dentes preparados foram observados em microscopia óptica e em MEV. A primeira revelou a eficiência do laser de Er:YAG na realização de preparos cavitários através da ablação, gerando cavidades com margens em esmalte irregulares e opacas, sem sinais de carbonização. Na microscopia eletrônica, os autores observaram um aspecto de superfície de esmalte condicionada. A superfície dentinária apresentou-se com túbulos expostos, sem fusão e recristalização. Não foram observadas trincas, tanto em esmalte quanto em dentina. Os autores não observaram diferenças entre as densidades utilizadas.

No mesmo ano, COZEAN *et al.*¹⁴ resumiram todos os estudos que já haviam sido feitos até aquela data sobre o uso do laser de Er:YAG na Odontologia. Segundo os autores, todo o conjunto de dados favoráveis sobre o uso do laser de Er:YAG, clínicos, laboratoriais, histológicos e microscópicos, foram os responsáveis pela aprovação do laser de Er:YAG para o uso odontológico nos Estados Unidos, por parte do FDA (Food and Drug Administration), no dia 7 de maio de 1997.

Para avaliar o efeito que a irradiação do laser de Er:YAG com energias maiores poderia causar sobre o esmalte dentário, RECHMANN, GOLDIN e HENNIG⁵⁶ irradiaram três a cinco regiões do esmalte de quarenta dentes, cada região sendo irradiada entre uma e dez vezes, com frequências de 4 ou 6 Hz, e com energias que variavam entre 60 e 400 mJ. Todas as regiões irradiadas foram avaliadas pelo MEV, o qual mostrou que não havia indícios

de rachaduras ou trincas no esmalte, mesmo quando altas energias foram utilizadas. Os autores observaram também a presença de áreas de fusão de diferentes tamanhos no fundo das regiões irradiadas, as quais se tornavam mais espessas conforme se aprofundava a irradiação. Este estudo, segundo os autores, mostrou que o esmalte poderia ser irradiado com energias maiores, desde que estas estivessem dentro de um limite aceitável para a polpa.

Para comparar a microinfiltração existente em restaurações de compósito realizadas sobre preparos feitos com alta rotação ou com laser de Er:YAG, NIU *et al.*⁴⁷ realizaram cavidades padronizadas com 2,5 mm x 3,5 mm, com 2,5 mm de profundidade em 48 dentes recém-extraídos, os quais foram divididos em três grupos, onde se usou laser de Er:YAG com energia de 200 mJ e frequência de 10 Hz, com condicionamento ácido com ácido fosfórico a 30% após a aplicação do laser, laser nas mesmas condições, mas sem condicionamento ácido posterior, e alta rotação, com condicionamento com o mesmo ácido após seu uso. Após os preparos, os dentes foram restaurados com sistema adesivo e compósito, e a microinfiltração foi avaliada através da imersão dos dentes em solução de Rhodamina B a 0,6% por 48 horas e através de microscopia eletrônica. Os resultados mostraram não haver diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, o que segundo os autores, mostrou que o laser de Er:YAG não afetava positiva nem negativamente a adesão, e que o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico em preparos realizados com laser de Er:YAG era desnecessário.

Dando continuidade aos estudos laboratoriais, HOSSAIN *et al.*²⁸ avaliaram quantitativamente diferentes taxas de ablação e avaliaram também as mudanças morfológicas no esmalte e dentina em dentes humanos irradiados com laser de Er:YAG, com ou sem irrigação. Para tanto, os autores utilizaram quarenta incisivos e quarenta molares, nos quais utilizaram um laser de Er:YAG sobre o esmalte e sobre a dentina, com frequência de 2 Hz, por cinco segundos, com energias de 100, 200, 300 ou 400 mJ, com ou sem irrigação. Os autores obtiveram seus resultados através de medições de largura e profundidade das

cavidades produzidas, e através de observações em um esteriomicroscópio. Estes resultados mostraram uma relação quase linear entre a profundidade de ablação e a energia utilizada, independente do uso ou não de irrigação. Foi observado ainda que a profundidade de ablação com irrigação foi menor que a profundidade sem irrigação, porém as diferenças não foram consideradas estatisticamente significantes. Além disso, a observação esteriomicroscópica mostrou que a irradiação sem irrigação produziu áreas com danos térmicos, caracterizados por carbonização ou fusão dos tecidos duros adjacentes, o que levou os autores a indicarem o uso do laser de Er:YAG sempre com irrigação, o que além de evitar danos pulpares, não causou prejuízo na ablação.

Seguindo esta mesma linha, TOKONABE *et al.*⁶⁹ realizaram um estudo parecido com o anterior, porém além das análises feitas no estudo anterior, os autores realizaram também análises histológicas e análises em MEV dos dentes irradiados. Neste estudo, utilizou-se um protótipo de laser de Er:YAG que utilizava uma fibra para irradiação do laser, o qual foi emitido com energia de 300 mJ em vinte incisivos e vinte molares recém-extraídos, sempre com irrigação. Os resultados mostraram ausência de carbonização ou fusão dos tecidos, e mostraram não haver modificações nas estruturas e na composição do esmalte e da dentina. A ausência de lama dentinária, e os túbulos dentinários abertos foram também observações feitas pelos autores. Além disso, os autores também observaram uma aparência no esmalte e na dentina similares à aparência de um esmalte ou uma dentina condicionados com ácido fosfórico. Esta última observação foi considerada pelos autores como uma grande vantagem do laser de Er:YAG, já que esta sua capacidade eliminaria a necessidade de um condicionamento ácido, evitando a entrada de ácido nos túbulos dentinários, em direção à polpa.

BLANKENAU *et al.*⁸ avaliaram a microinfiltração em cavidades classe V, preparadas com o laser de Er:YAG e com instrumentos rotatórios. Utilizou-se quarenta dentes onde

foram realizados preparos classe V com a parede oclusal em esmalte e a parede cervical em cimento. Vinte dentes foram preparados com alta rotação, sendo que dez foram condicionados com ácido antes da aplicação do sistema adesivo e dez não foram. Os outros vinte dentes foram preparados com laser de Er:YAG, sendo que dez foram condicionados e dez não foram. A microinfiltração foi avaliada através de imersão em solução de Nitrato de prata por duas horas. Quando se avaliou a infiltração na parede gengival, observou-se que não havia diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Na análise da infiltração nas paredes oclusais, observou-se que nos grupos onde não houve condicionamento, a infiltração foi sempre maior que nos grupos onde se fez o condicionamento. Esta observação fez com que os autores indicassem o condicionamento ácido do esmalte após a aplicação do laser de Er:YAG.

LATTA, BLANKENAU e ELLIS³⁷ estudaram o efeito do preparo com laser na interface resina/dentina de dois sistemas adesivos, quando comparado com o preparo convencional. Foram utilizados dentes humanos extraídos hígidos, nos quais os autores realizaram preparos classe I com brocas carbide em alta rotação e com laser de Er:YAG. A profundidade da parede pulpar foi igual para todos os preparos. As restaurações foram feitas após condicionamento ácido mais aplicação do adesivo Prime & Bond 2.1 (Grupo I), aplicação do adesivo Prime & Bond 2.1 (Grupo II), e condicionamento ácido mais aplicação do adesivo Single Bond (Grupo III). Após as restaurações, os dentes foram visualizados em MEV. Os autores observaram que nos grupos I e II, os preparos realizados com a alta rotação mostraram camadas híbridas definidas e profundos *tags* de resina, dentro dos túbulos dentinários. Já os preparos realizados com laser mostraram *tags* de resina menos pronunciados e camadas híbridas imperfeitas. No grupo III, os preparos realizados com alta rotação também demonstraram formação de camada híbrida e de *tags* de resina. Entretanto, os preparos realizados com laser revelaram total ausência de camada híbrida e nenhuma penetração de

resina nos túbulos. Os resultados deste estudo indicaram que a utilização do laser de Er:YAG para preparos cavitários pode afetar negativamente a atuação dos dois sistemas adesivos utilizados, porém os autores não souberam indicar a razão de tais resultados.

Após observações anteriores de que o uso do laser de Er:YAG sobre a dentina poderia promover uma diminuição na força de união entre adesivos e dentina, TAKAMIZU *et al.*⁶⁵ avaliaram o efeito de condicionadores experimentais à base de MDP (10-Metacrilóiloxidecil Dihidrogênio Fosfato) a 5 ou 10%, em solução aquosa de HEMA a 35%, os quais poderiam ser utilizados após a aplicação do laser de Er:YAG. Após a realização de testes de cisalhamento e visualização em MEV das superfícies de união formadas com e sem o uso dos condicionadores experimentais, os autores reafirmaram que a qualidade da adesão sem os condicionadores experimentais era ruim, quando se realizavam restaurações em dentina irradiada com laser. No entanto, o uso do condicionador experimental na concentração de 5% promoveu uma melhora significativa na qualidade de união, o que levou os autores a concluir que este poderia ser um auxiliar que permitiria que os agentes de união tradicionais penetrassem melhor na dentina irradiada.

STIESCH e HANNIG⁶³ realizaram uma comparação entre preparos realizados com laser de Er:YAG e preparos realizados com ponta diamantada em alta rotação em dentes decíduos. Para tanto, utilizaram 36 dentes decíduos divididos em quatro grupos onde realizaram cavidades classe V com margens completamente em esmalte. Em dois grupos, utilizaram a alta rotação para a realização dos preparos e nos outros dois utilizaram o laser de Er:YAG com energia de 300 mJ e frequência de 3 Hz. Metade das restaurações foi realizada com um compômero e a outra metade com um compósito. Em outros 24 dentes, realizaram cavidades classe II com a margem proximal cervical localizada em dentina, utilizando em todas elas a alta rotação, no entanto, em metade dos dentes, os autores condicionaram as margens localizadas em dentina com laser de Er:YAG com energia de 100 mJ e frequência de

1 Hz. Metade das cavidades foram então restauradas com compômero e metade com compósito. Após análise em MEV, os autores observaram, dentre outras coisas, uma integridade marginal superior nas restaurações de compômero realizadas após preparo e condicionamento com laser em relação às restaurações preparadas convencionalmente e não condicionadas, e observaram índices baixos de integridade marginal nas margens cervicais de restaurações classe II, independente do grupo. O conjunto de resultados levou os autores a concluir que o uso do laser de Er:YAG para o preparo de cavidades a serem restauradas com compômero é uma boa alternativa, desde que as margens se situem em esmalte. Para margens em dentina, o laser não promove nenhuma melhoria na adesão, que foi considerada deficitária pelos autores.

ARAÚJO² se preocupou em comparar diferentes métodos de preparo cavitário, e adicionalmente, comparou diferentes métodos de preparo do substrato dentinário previamente ao procedimento adesivo. Para tanto, utilizou dois métodos para o preparo de cavidades classe V em faces vestibular e lingual de dentes bovinos, ponta diamantada número 1092 em alta rotação e laser de Er:YAG. Para o tratamento do substrato dentinário, foram utilizados dois adesivos monocomponentes, polimerizados convencionalmente, ou não polimerizados. Onde os adesivos não foram polimerizados, foi aplicado sobre eles um laser de Nd:YAG, que deveria promover uma fusão entre o sistema adesivo e as fibras colágenas. Em seguida, procedeu-se com a restauração das cavidades. As restaurações foram analisadas quanto à microinfiltração, e quanto à nanoinfiltração, esta com auxílio de MEV. Os resultados mostraram que no grupo onde se usou o laser de Er:YAG para o preparo e o laser de Nd:YAG sobre o adesivo, obteve-se os menores graus de micro e nanoinfiltração. No entanto, no grupo onde se realizou um preparo convencional, e utilizou-se o laser de Nd:YAG, foram encontrados os maiores valores de microinfiltração. Estes resultados levaram à conclusão de que o verdadeiro diferencial no trabalho apresentado foi a forma de preparo cavitário, no

entanto o autor não esclareceu o que o laser promoveu na intimidade dentinária, que pudesse levar aos resultados descritos.

GALLUF²⁰ também comparou o grau de microinfiltração de restaurações classe V de compósito realizadas sobre cavidades preparadas com laser de Er:YAG com energia de 350 mJ e frequência de 4 Hz ou com broca carbide número 330 em alta rotação. Após a realização de cavidades padronizadas, com 4x4 mm de dimensões cervico-oclusal e méso-distal, e 2 mm de profundidade, e suas respectivas restaurações, utilizando ácido fosfórico, sistema adesivo e compósito microhíbrido, os 22 dentes (11 em cada grupo, com cavidades em vestibular e lingual) foram imersos em solução de Nitrato de prata por 24 horas, e posteriormente em solução reveladora para películas radiográficas por 15 minutos. A avaliação através de escores mostrou não haver diferenças estatisticamente significantes entre os grupos.

BARCELEIRO *et al.*⁶ realizaram um estudo, também com o objetivo de avaliar o grau de microinfiltração em restaurações realizadas com sistema adesivo e compósito, realizadas sobre cavidades preparadas com diferentes métodos de preparo. Para tanto, os autores utilizaram dez molares recém-extraídos, onde realizaram cavidades classe V por vestibular e palatina, utilizando os seguintes métodos de preparo: Laser de Er:YAG com energia de 500 ou 400 mJ e frequência de 8 Hz, este mesmo laser, nos mesmos parâmetros, seguido da utilização de laser de Nd:YAG com energia de 2,5 W, frequência de 20 Hz, durante vinte segundos, logo após o uso do laser de Er:YAG, e ponta diamantada em alta rotação. Os autores acreditavam que a aplicação do laser de Nd:YAG após o uso do laser de Er:YAG promoveria uma fusão dos túbulos dentinários, o que diminuiria a microinfiltração. Em seus resultados, esta diminuição na microinfiltração foi confirmada, tendo os grupos em que se utilizou o laser de Nd:YAG após o de Er:YAG atingido os menores graus de microinfiltração. Um fato importante foi a obtenção de ausência de microinfiltração (escore 0) na parede oclusal (esmalte) e cervical (cimento) em sete das oito cavidades testadas dentro destes

parâmetros. Estes resultados animadores levaram os autores a afirmarem que promoveriam novos estudos, com maior número de dentes e cavidades, e possivelmente com análises microscópicas, para que pudessem confirmar estes resultados e explicar a razão da ausência de microinfiltração em cimento.

MELLO⁴¹ afirmou que a absorção do laser pelo tecido é uma das variáveis que interfere no efeito que um determinado tipo de laser pode provocar sobre este tecido. No caso do laser de Er:YAG, o autor descreve que a combinação de alguns parâmetros, quando se utiliza por exemplo o laser de Er:YAG, pode promover um derretimento seguido de solidificação da superfície irradiada, levando à formação de uma nova estrutura, com características minerais desconhecidas.

Para avaliar a influência do uso de três energias de pulso diferentes quando da aplicação do laser de Er:YAG para preparo cavitário, ROEBUCK, WHITTERS e SAUNDERS⁵⁷ realizaram um teste de microinfiltração onde compararam restaurações realizadas em cavidades preparadas com ponta diamantada em alta rotação ou com laser de Er:YAG, usado com frequência de pulso de 5 Hz e três valores de pulso de energia (200, 240 e 300 mJ). Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre os diferentes grupos, tanto em esmalte quanto em dentina, com exceção do grupo onde se utilizou 240 mJ de energia, que mostrou os melhores resultados em esmalte.

Com o objetivo de avaliar microestruturalmente o efeito do uso do laser de Er:YAG sobre a dentina humana, ISHIZAKA *et al.*³⁰ realizaram uma série de análises com auxílio de microscopia de polarização, microrradiografias e microscopia de luz, e usaram ainda um micro-espectrômetro infra-vermelho. Estas avaliações em conjunto permitiram aos autores observarem que o uso do laser promoveu uma diminuição no número de odontoblastos e a desnaturação do material orgânico da dentina, o que deveria ser prejudicial para o processo tradicional de adesão.

Um dos poucos relatos existentes na literatura até o ano de 2003 no tocante a formação de camada híbrida em preparos realizados com laser de Er:YAG foi realizado por SCHEIN *et al.*⁵⁹. Estes autores observaram em MEV o padrão de formação de camada híbrida resultante da aplicação do sistema adesivo Single Bond sobre dentina preparada com laser de Er:YAG (250 mJ / 4 Hz) e observaram ainda o resultado do condicionamento ácido sobre esta mesma dentina. Os autores constataram que as características morfológicas da dentina que foi preparada com laser e sofreu ataque ácido não eram favoráveis para a difusão dos monômeros através da trama colágena, e que os túbulos dentinários encontravam-se abertos, porém não observaram a existência de uma trama colágena exposta após o condicionamento ácido, necessária para o processo de adesão. Em relação à formação de camada híbrida, esta foi dificilmente encontrada. Havia finos tags e raras áreas de hibridização. Com isso, os autores concluíram que a dentina preparada com laser não seria um bom substrato para a adesão realizada de forma tradicional, ou seja, baseada na hibridização.

Desejando também avaliar a influência do preparo cavitário com laser de Er:YAG sobre a adesão, BARCELEIRO *et al.*⁵ realizaram tratamentos superficiais com ponta diamantada em alta rotação ou laser de Er:YAG (400 mJ / 8 Hz) em fragmentos de dentina superficial aplainada, retirados de cinco dentes humanos extraídos, seguido de preparo da dentina com o sistema adesivo ScotchBond Multi-Use Plus. Após a confecção de restaurações com compósito sobre a dentina preparada, os corpos de prova foram cortados, polidos e preparados para visualização em MEV, através do que foram realizadas dez medidas da espessura da camada híbrida formada em cada corpo de prova. Os resultados obtidos mostraram que havia uma diferença estatisticamente significativa entre os dois tratamentos realizados. Os resultados obtidos permitiram que se concluísse que o uso do sistema adesivo testado sobre dentina preparada com ponta diamantada em alta rotação produzia uma camada híbrida com espessura média de $3,43 \pm 0,74 \mu\text{m}$, de formato regular e presente de forma

constante. Já sobre dentina preparada com laser de Er:YAG, produzia uma camada híbrida com espessura média de $1,54 \pm 0,35 \mu\text{m}$, de formato bastante irregular e presente de forma bastante inconstante. Com isso, os autores concluíram que o uso do laser com os parâmetros utilizados era prejudicial para a hibridização.

3 - PROPOSIÇÃO

O objetivo deste experimento *in vitro* foi avaliar e comparar por meio de microscopia eletrônica de varredura a espessura da camada híbrida formada por quatro sistemas adesivos e a dentina tratada com:

A - Ponta diamantada em turbina de alta rotação

B - Laser de Er:YAG com os seguintes parâmetros de utilização e suas combinações

- Energia de 200 mJ e 400 mJ
- Frequência de 4 Hz e 6 Hz

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 - Materiais

- 20 dentes molares humanos, recém extraídos
- Ácido fosfórico a 37 % - Vigodent / Lote 001-04
- Adper Scotchbond Multi-Usó Plus Adesivo – 3M-ESPE / Lote 5PB
- Adper Scotchbond Multi-Usó Plus Primer – 3M-ESPE / Lote 5AW
- Adper Single Bond 2 – 3M-ESPE / Lote 5CU
- Água destilada – Farmácia Universitária UFRJ
- Aparelho de Laser Kavo Key II - Kavo
- Aparelho fotopolimerizador Optilight Plus- Gnatus
- Caneta de alta rotação Extra Torque - Kavo
- Compósito fotopolimerizável TPH Spectrum cor A1 – Dentsply / Lote 269564
- Cuba de ultra-som Ultróm - Cristófoli
- Cureta McCall 7/8 e 13/14 - Duflex
- Disco de diamante dupla face – KG Sorensen
- Escova de Robinson para profilaxia
- Espátula número 1 – Duflex
- Godiva de baixa fusão Exata – DFL /Lote 06020216
- Lixa d'água número 360, 500 e 1000 – Norton
- Lixa d'água número 1500 – 3M
- Lupa de aumento 50 x
- Máquina para metalização Sputter Coater SCD 050 (Balzers)
- Máquina politriz para polimento APL-4 - Arotec

- Micromotor e contra-ângulo – Kavo
- Microscópio eletrônico de varredura Zeiss modelo DSM 960
- Ouro
- Pedra-pomes fina – SS White
- Pincel descartável KG brush – KG Sorensen
- Ponta diamantada 1013 – KG Sorensen
- Prime & Bond 2.1 – Dentsply / Lote 259152
- Radiômetro - Demetron
- Régua milimetrada endodôntica
- Resina epóxica Durepoxi Líquido – Alba Adesivos /Lote R-1 / 1317/05
- Solução de Hipoclorito de sódio a 3% - Farmácia Fórmula e Ação / Lote 107
- Tubo de PVC de ¾ - Tigre
- Xenon III – Dentsply /Lote 0502000204 (Líquido A) e 0502000203 (Líquido B)

4.2 – Método

4.2.1 - Delineamento Experimental

O fator em estudo neste trabalho foi o tratamento superficial da dentina, em cinco níveis, sendo quatro experimentais (Laser de Er:YAG com combinações de parâmetros de energia na ordem de 200 mJ e 400 mJ e frequência na ordem de 4 Hz e 6 Hz) e um grupo controle (Ponta diamantada em alta rotação). As unidades experimentais foram compostas de 80 fragmentos dentinários, distribuídos em cinco grupos (dezesseis por grupo), com quatro subgrupos cada. A variável de resposta, espessura da camada híbrida, foi avaliada

quantitativamente. Foram realizadas cinco medidas distintas em cada corpo de prova, dentro de cada grupo, com auxílio de MEV, perfazendo um total de 400 medições. O fluxograma do experimento realizado encontra-se ilustrado na figura 1.

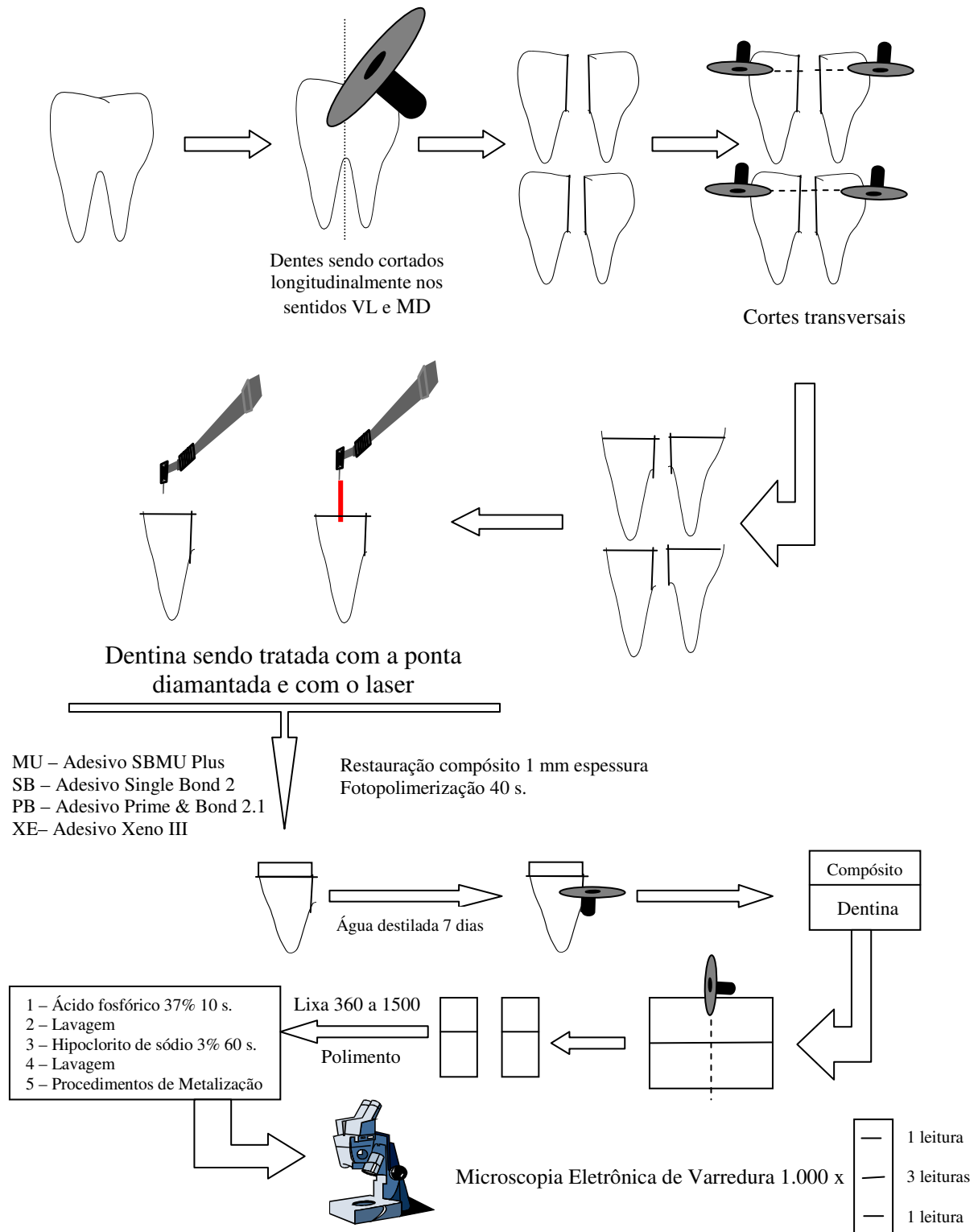


Figura 1 – Fluxograma da fase experimental (Adaptado de Barcelheiro, 2002)

4.2.2 - Obtenção dos fragmentos de dentina

Vinte dentes humanos terceiros molares hígidos recém-extraídos foram limpos, com cureta periodontal e com pasta de pedra-pomes e água com o auxílio de escova de Robinson em micromotor, e foram mantidos em água destilada, à temperatura ambiente, a qual era trocada a cada sete dias. Estes dentes foram seccionados longitudinalmente em quatro partes, através de um corte mésio-distal, e um corte vestibulo-lingual, com uso de um disco de diamante montado em um mandril para ponta reta de baixa rotação, com refrigeração de água. Após estes cortes, as secções tiveram a superfície oclusal removida, através de um corte horizontal, realizado com disco de diamante em baixa rotação, passando 1 mm abaixo da linha amelo-dentinária, tomando por base o sulco principal.

4.2.3 - Tratamento da dentina e restauração

Após a obtenção dos oitenta fragmentos, os mesmos foram divididos em cinco grupos, com vinte fragmentos cada, sendo que cada grupo foi subdividido em quatro subgrupos, cada um com quatro secções, da seguinte forma:

Grupo I – Turbina de alta rotação (Controle) (Grupo B)

Uma secção de cada dente foi separada em pote individual, os quais receberam os códigos BMU1 a BMU4 (Scotchbond Multi-Usso Plus), BSB1 a BSB4 (Single Bond 2), BPB1 a BPB4 (Prime & Bond 2.1) e BXE1 a BXE4 (Xeno III), correspondentes aos subgrupos dos quatro sistemas adesivos, de modo que os fragmentos de código 1 eram sempre do mesmo dente, os de código 2 também sempre do mesmo dente, e assim por diante até os de código 4. Desta forma, realizou-se uma certa padronização dos substratos dentinários, ou seja, as

comparações entre os sistemas adesivos puderam ser realizadas sobre um mesmo substrato dentinário, eliminando em parte a variável substrato. Sobre cada secção, utilizou-se uma ponta diamantada número 1013 em alta rotação, com refrigeração de spray ar água, sobre a superfície oclusal aplainada, realizando-se movimentos aleatórios, durante dez segundos, simulando um fundo de cavidade oclusal preparada com a citada broca. Ao término de cada quatro preparos, a ponta era mudada, fazendo com que se utilizasse uma ponta diamantada para cada quatro secções.

Grupo II – Laser de Er:YAG com energia de 200 mJ e frequência de 4 Hz.(Grupo LA)

Uma secção de cada dente foi separada em pote individual, os quais receberam os códigos LAMU1 a LAMU4, LASB1 a LASB4, LAPB1 a LAPB4 e LAXE1 a LAXE4, da mesma forma que foi descrita para o grupo anterior. Sobre cada secção, utilizou-se o aparelho de laser de Er:YAG para promover a irradiação da superfície oclusal previamente aplainada. O laser foi aplicado com uso de uma peça de mão, mantida a uma distância fixa padronizada pela luz guia, artifício do aparelho de laser que guia o operador sobre a utilização do mesmo na distância focal, realizando-se movimentos aleatórios de varredura, durante quinze segundos, simulando um fundo de cavidade oclusal preparada com o referido laser, o qual foi utilizado com os seguintes parâmetros:

- Comprimento de onda: 2.940 η m
- Energia por pulso : 200 mJ
- Frequência: 4 Hz
- Modo de operação: Pulso
- Distância de operação: 10 mm (Distância focal da peça de mão do equipamento)
- Diâmetro do feixe: 0,8 mm

- Luz guia: laser de diodo 670nm com energia de 1 mW
- Refrigeração: Spray ar/água

Grupo III – Laser de Er:YAG com energia de 200 mJ e frequência de 6 Hz.(Grupo LB)

Foi realizado da mesma forma que o grupo II, variando-se apenas a frequência que neste caso foi de 6 Hz. Toda a padronização restante foi a mesma, mudando-se os códigos de LA para LB.

Grupo IV – Laser de Er:YAG com energia de 400 mJ e frequência de 4 Hz.(Grupo LC)

Foi realizado da mesma forma que o grupo II, variando-se apenas a energia que neste caso foi de 400 mJ. Toda a padronização restante foi a mesma, mudando-se os códigos de LA para LC.

Grupo V – Laser de Er:YAG com energia de 400 mJ e frequência de 6 Hz.(Grupo LD)

Foi realizado da mesma forma que o grupo II, variando-se a energia que neste caso foi de 400 mJ e a frequência que neste caso foi de 6 Hz. Toda a padronização restante foi a mesma, mudando-se os códigos de LA para LD.

Após os preparos das superfícies oclusais, os fragmentos dentro de cada subgrupo (variável sistema adesivo) foram tratados das seguintes maneiras:

SUBGRUPO MU – Subgrupo do Sistema adesivo Scotchbond Multi-Use Plus

Todos os fragmentos que tiveram este código foram condicionados com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos. Em seguida foram lavados por 15 segundos e secos

com leves jatos de ar. Em seguida, foram tratados segundo as instruções do fabricante, a saber:

- Aplicação do primer
- Após 30 segundos, secar levemente com jato de ar
- Aplicação de uma fina camada do adesivo
- Fotoativação por 20 segundos

SUBGRUPO SB – Subgrupo do Sistema adesivo Adper Single Bond 2

Todos os fragmentos que tiveram este código foram condicionados com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos. Em seguida foram lavados por 15 segundos e secos com leves jatos de ar. Em seguida, foram tratados segundo as instruções do fabricante, a saber:

- Aplicação de uma camada do produto
- Aguardar 30 s. e aplicar outra camada do adesivo. Esfregar esta segunda camada durante 15 s.
- Após a segunda aplicação, secar com leve jato de ar durante 5 segundos
- Fotoativação por 10 segundos

SUBGRUPO PB – Subgrupo do Sistema adesivo Prime & Bond 2.1

Todos os fragmentos que tiveram este código foram condicionados com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos. Em seguida foram lavados por 15 segundos e secos com leves jatos de ar. Em seguida, foram tratados segundo as instruções do fabricante, a saber:

- Aplicação de duas camadas do produto
- Após 20 segundos, secar com leve jato de ar durante 5 segundos

- Fotoativação por 10 segundos
- Aplicação de nova camada do produto
- Secagem imediata com leve jato de ar durante 2 segundos
- Fotoativação por 10 segundos

SUBGRUPO XE – Subgrupo do Sistema adesivo Xeno III

Em todos os fragmentos com código XE, seguindo as instruções do fabricante, foram realizados os seguintes procedimentos:

- Uma gota de cada frasco foi misturada e aplicada na superfície do dente esfregando levemente.
- Após 30 segundos, foi realizada secagem com leves jatos de ar por 5 segundos.
- Fotoativação por 20 segundos.

Dentro de cada grupo, após a realização dos procedimentos adesivos, foi aplicada uma camada de 1 mm de espessura de compósito microhíbrido TPH Spectrum cor A1, em incremento único cobrindo toda a superfície oclusal, a qual foi fotopolimerizada durante quarenta segundos^{4,15}.

Após estes procedimentos, os corpos de prova foram mantidos em água destilada durante sete dias.

4.2.4 - Preparo das amostras para MEV

Decorrido o período de sete dias, as raízes das secções foram cortadas 5 mm abaixo da linha de união entre dente e compósito, com uso de disco de diamante, e foram então

desprezadas. A porção restante foi então seccionada com disco diamantado em baixa rotação, com irrigação constante, sendo que o disco promoveu um corte longitudinal, passando pelo meio do compósito, obtendo-se assim duas secções formadas por esmalte e dentina, sistema adesivo e compósito microhíbrido. As duas faces internas recém-criadas apresentando a interface dente/compósito, foram então embutidas em godiva de baixa fusão aquecida em água fervente, em formas obtidas da secção de discos obtidos de tubos de PVC, com 20 mm de altura cada. Estes fragmentos embutidos foram então lixados em lixa d'água, passando de forma seqüencial nas lixas de número 360, 500, 1000 e 1500, montadas em uma politriz, com irrigação constante, em baixa velocidade. Este procedimento foi realizado até que não se observasse nenhuma ranhura com o uso de uma lupa com 50 x de aumento. Após estes procedimentos, as secções voltaram a ser acondicionadas em água destilada.

Sete dias depois, uma secção de cada par anteriormente formado foi descalcificada com ácido fosfórico a 37 % por dez segundos, lavada com água destilada e então desproteinizada com solução de Hipoclorito de sódio a 3 % durante sessenta segundos (FERRARI *et al.*¹⁸). Após este tempo, as secções foram lavadas com água destilada, removidas da godiva, foram lavadas com água destilada em uma cuba de ultra-som por 30 minutos e foram então fixadas em uma placa de alumínio com uso de um adesivo epóxico para o procedimento de metalização, necessário para a visualização da camada híbrida em MEV. Após a polimerização do adesivo, as placas foram então colocadas em um dessecador por 48 horas (ITOU *et al.*³¹), previamente ao procedimento de metalização.

4.2.5 - Análise da espessura da camada híbrida

Após a metalização, realizada no metalizador com uma espessura de ouro depositado de 25 nm, as amostras foram observadas em um microscópio eletrônico de varredura, com

aumento de mil vezes. Para esta microscopia, utilizaram-se os seguintes parâmetros:

- Tensão de aceleração: 10 KV
- Corrente de emissão: 80 mA (micro Ampère)
- Distância de trabalho: 15 mm

Neste estudo foram realizadas cinco medições da espessura da camada híbrida, em cada amostra, da seguinte forma: duas medições nas porções mais externas da camada híbrida, uma de cada lado, e três medições na porção central da mesma. Estas medições foram realizadas com auxílio do software Adobe Photoshop 6.0 que permite a medição da distância entre dois pontos em uma imagem, com margem de erro de 2%. A figura 2 exemplifica uma medição da espessura da camada híbrida sendo realizada em uma amostra do Grupo II. O quadro 1 mostra a distribuição das amostras nos cinco grupos em relação às modalidades de tratamento superficial e leituras de espessura da camada híbrida.

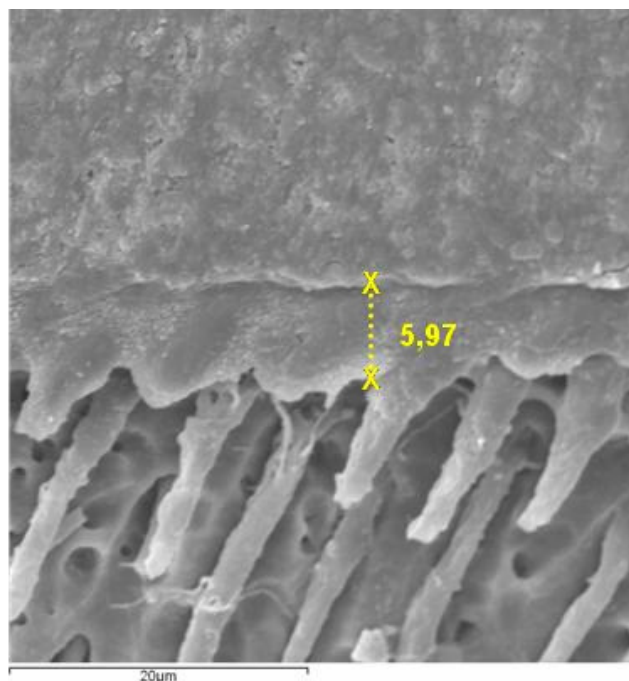


Figura 2 – Medida de espessura de camada híbrida obtida no dente 1 do Grupo II, com uso do adesivo Adper Single Bond 2

Quadro 1 – Distribuição das amostras

<u>Grupo</u>	<u>Método de tratamento superficial</u>	<u>Sistemas adesivos</u>	<u>Número de corpos de prova</u>	<u>Número de leituras</u>
I	Ponta diamantada	SBMU Plus	4	20
		Single Bond 2	4	20
		Prime & Bond 2.1	4	20
		Xeno III	4	20
II	Laser 200mJ e 4 Hz	SBMU Plus	4	20
		Single Bond 2	4	20
		Prime & Bond 2.1	4	20
		Xeno III	4	20
III	Laser 200mJ e 6 Hz	SBMU Plus	4	20
		Single Bond 2	4	20
		Prime & Bond 2.1	4	20
		Xeno III	4	20
IV	Laser 400mJ e 4 Hz	SBMU Plus	4	20
		Single Bond 2	4	20
		Prime & Bond 2.1	4	20
		Xeno III	4	20
V	Laser 400 mJ e 6 Hz	SBMU Plus	4	20
		Single Bond 2	4	20
		Prime & Bond 2.1	4	20
		Xeno III	4	20
Total	Cinco procedimentos		80	400

5 – RESULTADOS

Os resultados obtidos com as cinco medições realizadas em cada corpo de prova estão relacionados nos quadros 2 a 6, relativos aos grupos I a V. Nestes quadros, o símbolo (ne) significa que a camada híbrida não foi encontrada em nenhuma porção do corpo de prova. O símbolo (cpd) significa que o corpo de prova foi perdido.

Quadro 2 – Medidas obtidas no Grupo I em μm

	SBMU PLUS II	SINGLE BOND 2	PRIME & BOND 2.1	XENO III
Dente 1	3,68	4,62	4,11	1,34
	6,84	3,67	3,73	1,00
	7,20	3,80	3,81	1,50
	4,80	3,30	4,52	1,53
	5,60	3,71	4,14	1,56
Dente 2	2,44	3,73	3,22	0
	2,50	3,57	3,19	1,86
	3,67	3,26	2,22	0,93
	2,25	2,21	2,53	1,30
	2,85	2,68	1,97	0,93
Dente 3	2,85	5,19	4,38	ne
	3,20	6,93	2,73	ne
	4,75	4,72	2,76	ne
	3,28	4,63	3,78	ne
	3,56	3,82	2,80	ne
Dente 4	4,69	3,75	2,73	ne
	3,53	3,81	2,27	ne
	3,12	4,66	1,82	ne
	3,14	4,21	2,68	ne
	4,38	4,17	3,32	ne

Quadro 3 – Medidas obtidas no Grupo II em μm

	SBMU PLUS II	SINGLE BOND 2	PRIME & BOND 2.1	XENO III
Dente 1	8,37	5,97	0	2,07
	6,51	4,41	4,78	2,96
	5,11	8,09	4,65	2,37
	5,02	5,42	0	2,96
	3,90	5,97	0	4,14
Dente 2	ne	2,54	0	0
	ne	2,36	4,44	1,42
	ne	1,96	3,20	0
	ne	1,76	5,42	0
	ne	2,52	0	0
Dente 3	cpd	2,87	1,94	cpd
	cpd	1,91	1,38	cpd
	cpd	2,82	1,90	cpd
	cpd	2,92	2,34	cpd
	cpd	0	1,17	cpd
Dente 4	ne	ne	cpd	0
	ne	ne	cpd	0
	ne	ne	cpd	2,27
	ne	ne	cpd	0
	ne	ne	cpd	1,59

Quadro 4 – Medidas obtidas no Grupo III em μm

	SBMU PLUS II	SINGLE BOND 2	PRIME & BOND 2.1	XENO III
Dente 1	ne	2,94	ne	6,56
	ne	1,96	ne	4,25
	ne	0	ne	4,32
	ne	0	ne	4,40
	ne	0	ne	6,42
Dente 2	1,84	1,56	1,46	6,81
	2,64	1,77	1,85	6,36
	2,60	0	2,40	0
	0	1,4	0	0
	2,99	1,19	0	6,86
Dente 3	ne	ne	ne	cpd
	ne	ne	ne	cpd
	ne	ne	ne	cpd
	ne	ne	ne	cpd
	ne	ne	ne	cpd
Dente 4	5,93	0	6,95	1,28
	4,06	3,69	7,02	0,93
	5,06	5,12	6,74	1,25
	4,43	3,64	7,33	1,00
	5,09	3,87	7,3	1,50

Quadro 5 – Medidas obtidas no Grupo IV em μm

	SBMU PLUS II	SINGLE BOND 2	PRIME & BOND 2.1	XENO III
Dente 1	0,80	0	2,84	ne
	0,72	7,75	2,76	ne
	0,84	0	2,88	ne
	0,81	0	2,92	ne
	0,77	7,27	2,96	ne
Dente 2	0	ne	ne	ne
	0	ne	ne	ne
	6,31	ne	ne	ne
	6,14	ne	ne	ne
	0	ne	ne	ne
Dente 3	ne	0	1,97	0
	ne	0	3,44	0
	ne	3,33	3,49	2,51
	ne	2,64	3,44	2,54
	ne	0	3,05	0
Dente 4	1,93	ne	1,25	ne
	1,97	ne	0,97	ne
	2,39	ne	1,28	ne
	2,35	ne	1,25	ne
	2,43	ne	1,31	ne

Quadro 6– Medidas obtidas no Grupo V em μm

	SBMU PLUS II	SINGLE BOND 2	PRIME & BOND 2.1	XENO III
Dente 1	ne	ne	ne	ne
	ne	ne	ne	ne
	ne	ne	ne	ne
	ne	ne	ne	ne
	ne	ne	ne	ne
Dente 2	ne	3,81	ne	0
	ne	1,02	ne	0
	ne	3,47	ne	3,01
	ne	3,06	ne	3,44
	ne	1,81	ne	2,51
Dente 3	ne	ne	ne	ne
	ne	ne	ne	ne
	ne	ne	ne	ne
	ne	ne	ne	ne
	ne	ne	ne	ne
Dente 4	ne	ne	ne	1,96
	ne	ne	ne	1,61
	ne	ne	ne	2,35
	ne	ne	ne	2,78
	ne	ne	ne	2,43

Os resultados obtidos foram tratados estatisticamente por ANOVA e teste de Student-Newman-Keuls, em um nível de significância de 95%, e por Kruskal Wallis e Mann Whitney, também em um nível de significância de 95%, através do programa *SPSS for Windows release 5.0*. A análise foi realizada levando-se em consideração dois fatores de estudo, a presença ou não de camada híbrida e a espessura da camada híbrida.

Em relação ao fator espessura da camada híbrida, quando se avaliou o tipo de tratamento superficial realizado, a análise estatística por ANOVA e Student-Newman-Keuls levou a formação de quatro grupos homogêneos (Grupo I > Grupo II = Grupo III > Grupo IV > Grupo V). Quando se avaliou o tipo de sistema adesivo utilizado, não se encontrou diferença estatisticamente significativa.

Em relação ao fator presença de camada híbrida, quando se avaliou o tipo de tratamento superficial realizado, a análise estatística por Kruskal Wallis e Mann Whitney levou a formação de três grupos homogêneos (Grupo I ≠ Grupo II = Grupo III = Grupo IV ≠ Grupo V). Quando se avaliou o tipo de sistema adesivo utilizado, não se encontrou diferença estatisticamente significativa.

Quando se realizou o cruzamento *tipo de tratamento superficial x sistema adesivo*, a análise estatística mostrou a formação de sete grupos distintos.

Nas tabelas 1 a 6, observam-se os resultados obtidos já tratados estatisticamente.

Tabela 1 – Posto Médio dos valores encontrados para o fator *Presença X Ausência* em relação ao tipo de tratamento superficial. Teste de Kruskal Wallis $p \leq 0,05$.

TIPO DE TRATAMENTO	N	POSTO MÉDIO
Laser 200 mJ / 4 Hz	65	202,36
Laser 200 mJ / 6 Hz	75	195,83
Laser 400 mJ / 4 Hz	80	172,88
Laser 400 mJ / 6 Hz	80	125,38
Ponta diamantada	80	258,38
TOTAL	380	

Tabela 2 – Posto Médio dos valores encontrados para o fator *Presença X Ausência* em relação ao tipo de sistema adesivo. Teste de Kruskal Wallis $p \leq 0,05$.

SISTEMA ADESIVO	N	MÉDIA
SBMU Plus II	95	186,50
Single Bond 2	100	195,20
Prime & Bond 2.1	95	200,50
Xeno III	90	178,94
TOTAL	380	

Tabela 3 – Comparação entre os Postos Médios do fator *Presença X Ausência* em relação aos diferentes tipos de tratamento superficial. Teste de Mann Whitney, $p \leq 0,05$.

TIPO DE TRATAMENTO	POSTO MÉDIO	TIPO DE TRATAMENTO	POSTO MÉDIO	CONCLUSÃO
Laser 200 mJ 4 Hz	71,85	Laser 200 mJ 6 Hz	69,33	=
Laser 200 mJ 4 Hz	79,27	Laser 400 mJ 4 Hz	67,91	=
Laser 200 mJ 4 Hz	89,27	Laser 400 mJ 6 Hz	59,78	Diferente
Laser 200 mJ 4 Hz	61,27	Ponta diamantada	82,53	Diferente
Laser 200 mJ 6 Hz	92,83	Laser 400 mJ 6 Hz	64,09	Diferente
Laser 200 mJ 6 Hz	82,83	Laser 400 mJ 4 Hz	73,47	=
Laser 200 mJ 6 Hz	64,83	Ponta diamantada	90,34	Diferente
Laser 400 mJ 4 Hz	90,50	Laser 400 mJ 6 Hz	70,50	Diferente
Laser 400 mJ 4 Hz	62,50	Ponta diamantada	98,50	Diferente
Laser 400 mJ 6 Hz	52,50	Ponta diamantada	108,50	Diferente

Tabela 4 – Valores encontrados para o fator *Espessura de Camada híbrida* em relação ao tipo de tratamento superficial – Valores em μm .

TIPO DE TRATAMENTO	N	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
Laser 200 mJ / 4 Hz	65	2,02	2,25
Laser 200 mJ / 6 Hz	75	2,06	2,49
Laser 400 mJ / 4 Hz	80	1,11	1,76
Laser 400 mJ / 6 Hz	80	0,41	1,00
Ponta diamantada	79	2,90	1,71
TOTAL	379	1,68	2,07

Tabela 5 – Valores encontrados para o fator *Espessura de camada híbrida* em relação ao tipo de sistema adesivo – Valores em μm .

SISTEMA ADESIVO	N	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
SBMU Plus II	95	1,78	2,246
Single Bond 2	99	1,91	2,178
Prime & Bond 2.1	95	1,79	2,013
Xeno III	90	1,20	1,794
TOTAL	379	1,68	2,079

Tabela 6 – Valores encontrados para o fator *Espessura da camada híbrida* em relação ao cruzamento tipo de tratamento superficial x tipo de sistema adesivo – Valores em μm .

TIPO DE TRATAMENTO X SISTEMA ADESIVO		N	MÉDIA	DESVIO PADRÃO
Tipo de preparo	Sistema Adesivo			
Laser 200 mJ / 4 Hz	SBMU Plus II	15	1,92	2,966
	Single Bond 2	20	2,57	2,367
	Prime & Bond 2.1	15	2,08	1,981
	Xeno III	15	1,31	1,418
Laser 200 mJ / 6 Hz	SBMU Plus II	20	1,73	2,162
	Single Bond 2	20	1,35	1,664
	Prime & Bond 2.1	20	2,05	3,052
	Xeno III	15	3,46	2,695
Laser 400 mJ / 4 Hz	SBMU Plus II	20	1,37	1,887
	Single Bond 2	20	1,04	2,394
	Prime & Bond 2.1	20	1,79	1,329
	Xeno III	20	0,25	0,777
Laser 400 mJ / 6 Hz	SBMU Plus II	20	0	0
	Single Bond 2	20	0,65	1,288
	Prime & Bond 2.1	20	0	0
	Xeno III	20	1,00	1,309
Ponta diamantada	SBMU Plus II	20	3,91	1,381
	Single Bond 2	19	4,03	1,008
	Prime & Bond 2.1	20	3,13	0,811
	Xeno III	20	0,59	0,709
TOTAL		379	1,68	2,079

As figuras 3 a 7 mostram algumas imagens obtidas nos diferentes grupos. Nos grupos II a V, notou-se que a camada híbrida se apresentava de forma bastante inconstante e irregular (Figuras 4 a 7), e conforme se observa nos quadros 3 a 6, em muitos casos ela não se formava. Este padrão não ocorreu no grupo I, onde de uma maneira geral, encontraram-se fragmentos de camada híbrida de forma mais regular e constante (Figura 3), com exceção dos fragmentos tratados com o adesivo Xeno III, conforme se observa nas medidas apresentadas no quadro 2.

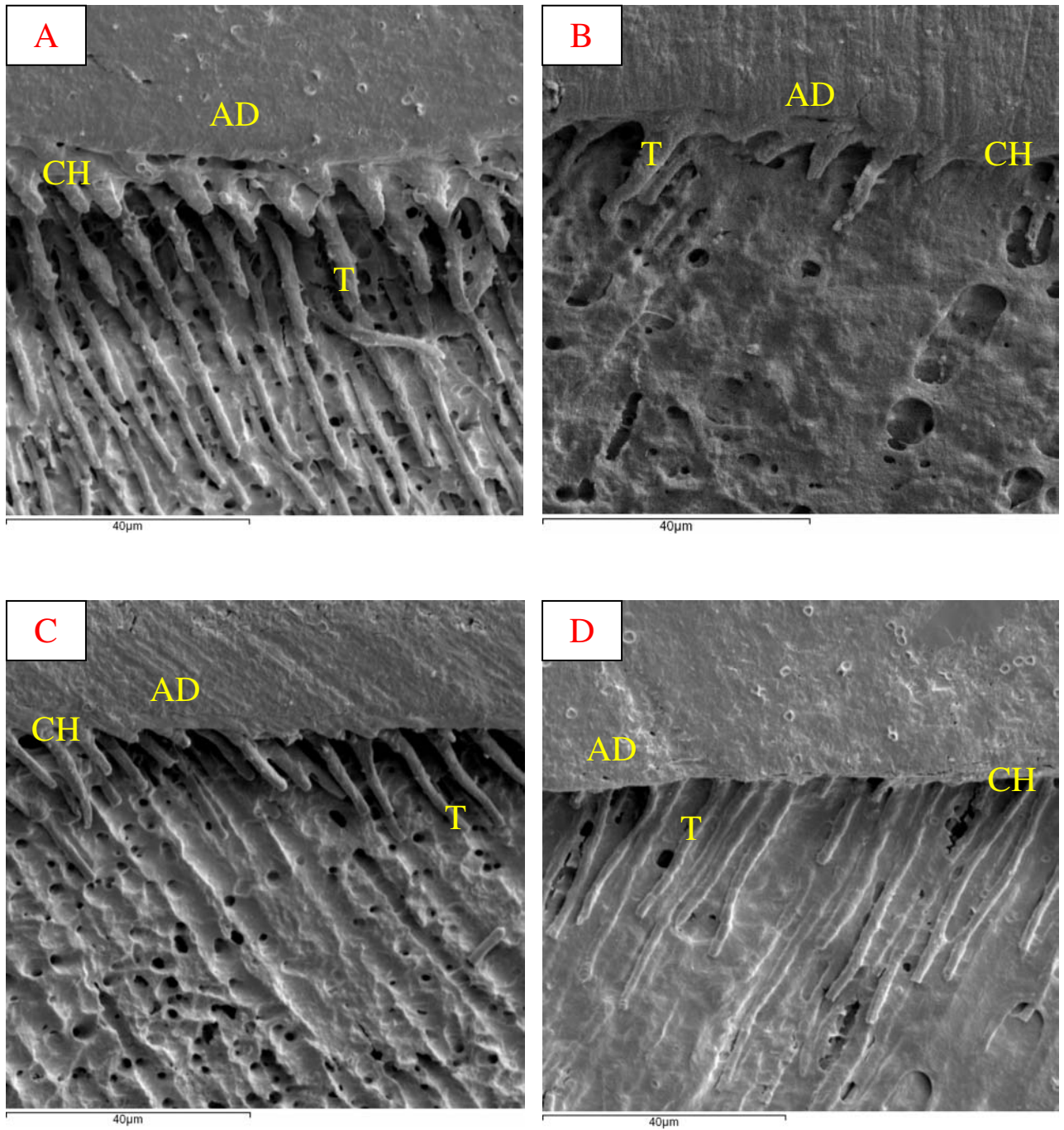


Figura 3 – Porções de camada híbrida obtidas em fragmentos do dente 1 do Grupo I. A – Subgrupo MU; B – Subgrupo SB; C – Subgrupo PB; D – Subgrupo XE.

AD = Adesivo dentinário; CH = Camada Híbrida; T =Tag

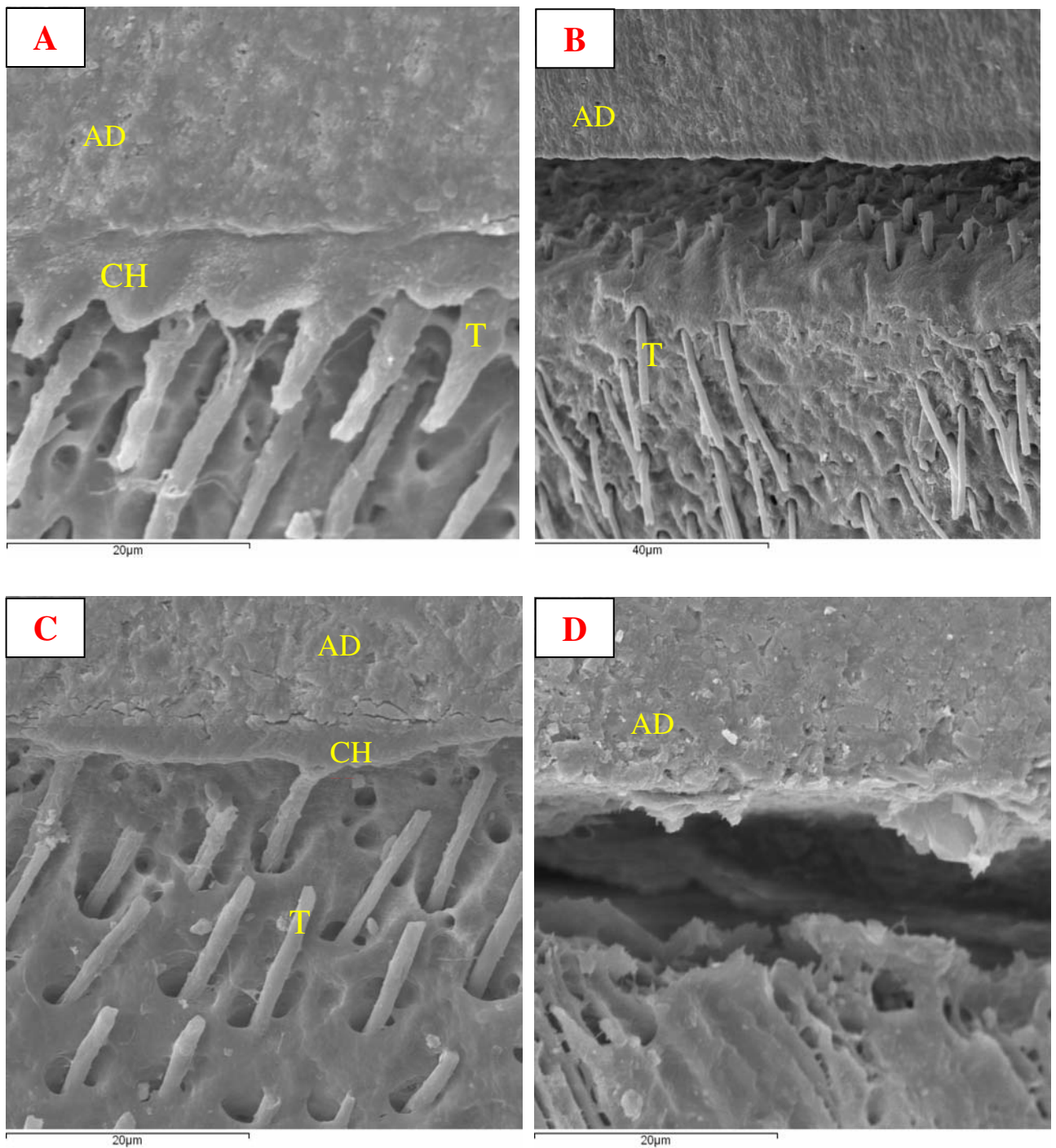


Figura 4 – Porções de camadas híbridas obtidas em fragmentos de dentes do Grupo II. Notar que adesivos semelhantes apresentam comportamentos diferentes dentro de um mesmo grupo. A – dente 1, com adesivo Single Bond 2 ; B – dente 4, com adesivo Single Bond 2 ; C – dente 1 com adesivo Xeno III; D – dente 2 com adesivo Xeno III.

AD = Adesivo dentinário; CH = Camada Híbrida; T =Tag

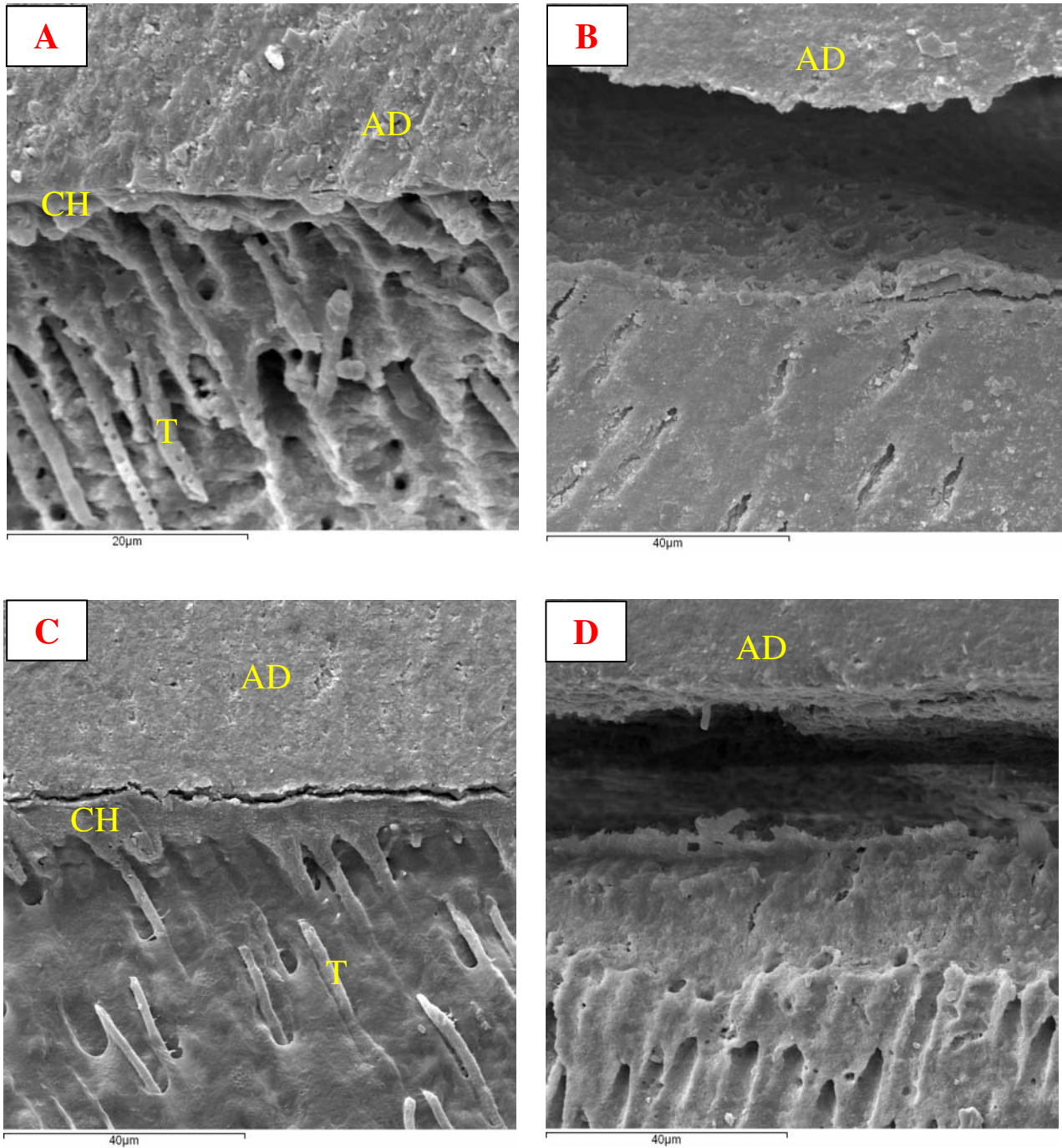


Figura 5 - Porções de camadas híbridas obtidas em fragmentos de dentes do Grupo III. Notar que adesivos semelhantes apresentam comportamentos diferentes dentro de um mesmo grupo. A – dente 2, com adesivo Prime & Bond 2.1 ; B – dente 3, com adesivo Prime & Bond 2.1; C – dente 4 com adesivo SBMU Plus; D – dente 3 com adesivo SBMU Plus.

AD = Adesivo dentinário; CH = Camada Híbrida; T =Tag

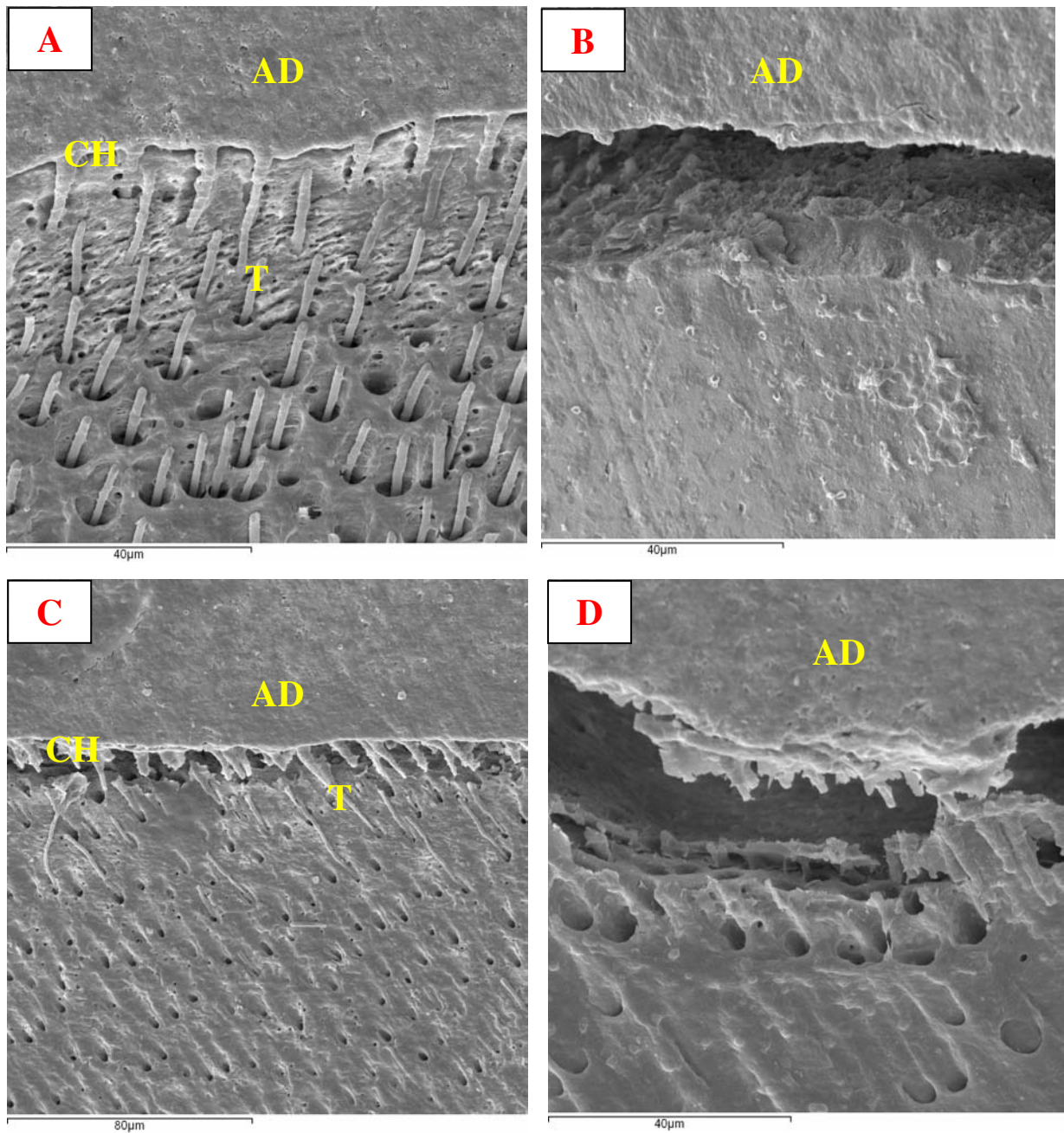


Figura 6 - Porções de camadas híbridas obtidas em fragmentos de dentes do Grupo IV. Notar que adesivos semelhantes apresentam comportamentos diferentes dentro de um mesmo grupo. A – dente 4, com adesivo Prime & Bond 2.1 ; B – dente 2, com adesivo Prime & Bond 2.1; C – dente 2 com adesivo Single Bond 2; D – dente 3 com adesivo Single Bond 2.

AD = Adesivo dentinário; CH = Camada Híbrida; T =Tag

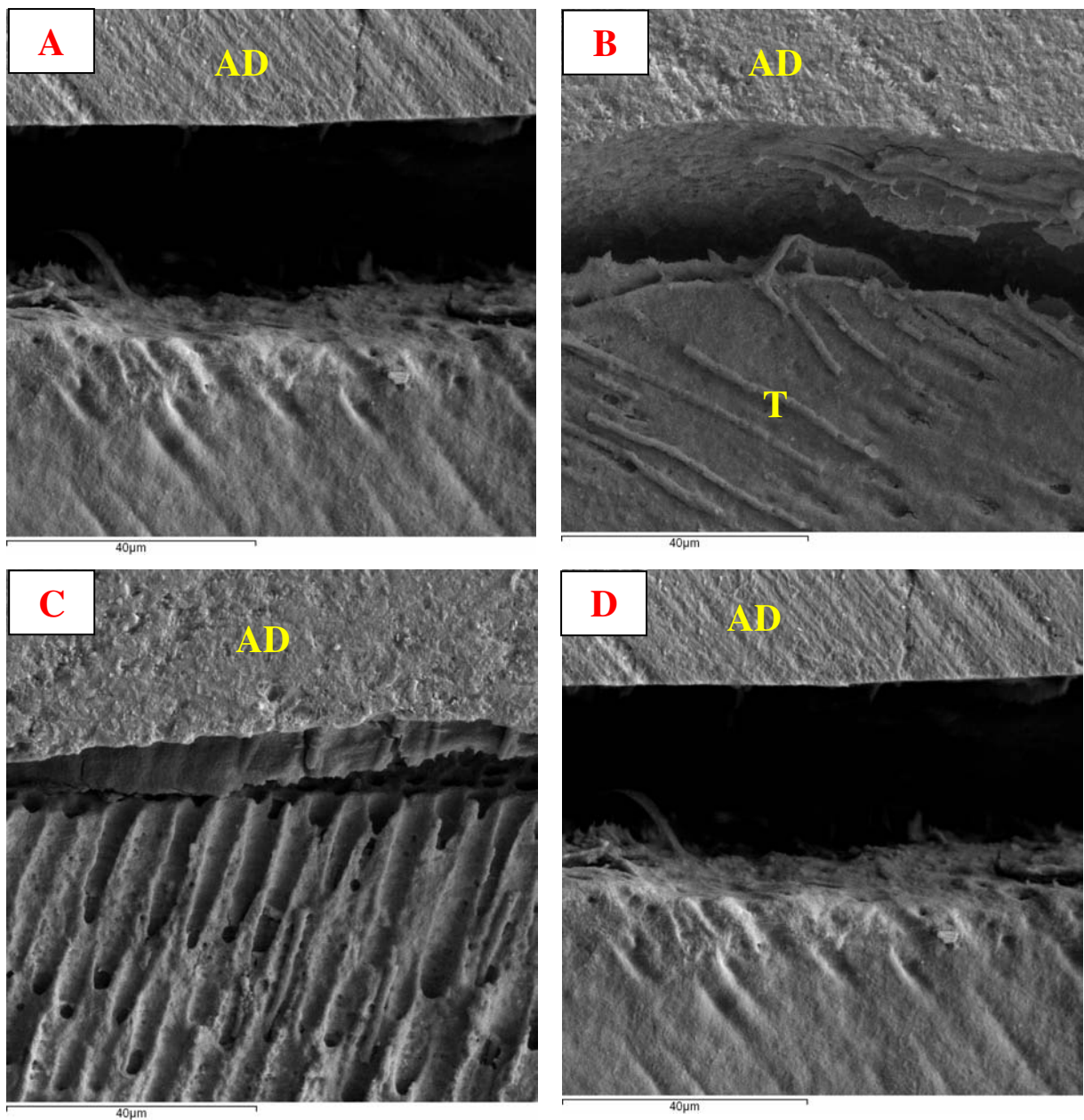


Figura 7 – Fotomicrografias obtidas de fragmentos retirados do dente 1 do Grupo V. A – Subgrupo MU; B – Subgrupo SB; C – Subgrupo PB; D – Subgrupo XE. Notar a ausência de formação de camada híbrida, característica neste grupo.

AD = Adesivo dentinário; T =Tag

6 – DISCUSSÃO

As turbinas de alta rotação são e provavelmente ainda serão por muito tempo o principal método de preparo cavitário na Odontologia. O método de preparo alternativo aqui estudado, laser de Er:YAG, ainda apresenta muitas deficiências no tocante a indicação, e com isso, muitos procedimentos de preparo cavitário ainda não podem ser realizados sem a utilização da turbina de alta rotação. Pode-se dizer que este método alternativo de preparo cavitário pode ser considerado um meio auxiliar, mas não completamente alternativo.

Se fizermos uma análise sobre as principais indicações para o uso deste método alternativo, notaremos que autores como BLANKENAU⁷, COZEAN *et al.*¹⁴ e MELLO⁴¹, descreveram em seus trabalhos várias indicações e várias vantagens quando do uso do laser de Er:YAG para preparo cavitário, ressaltando principalmente ausência de dor, de barulho, de pressão, dentre outras, e destacando a possibilidade de uso em preparos de cavidade classe I, II, III, IV e V, para restaurações diretas. No entanto, nenhum autor relatou a possibilidade de uso em restaurações indiretas, que requerem preparos cavitários mais definidos, e justamente esta limitação em termos de indicação faz com que as turbinas de alta rotação continuem sendo o método de preparo mais utilizado na Odontologia.

Se este trabalho tivesse sido escrito há dez ou até mesmo cinco anos atrás, provavelmente esta discussão se iniciaria como em todos os trabalhos que falavam sobre métodos alternativos de preparo, relatando ser este método como um método do futuro, mas a verdade é que a tecnologia do laser já está mais do que presente na realidade atual da Odontologia. Fatores econômicos representados pelos altos custos de aquisição e manutenção dos aparelhos de laser talvez façam com que a maioria esmagadora da população ainda não

tenha tido contato com esta tecnologia, mas o fato é que ela está presente, e os profissionais deveriam se atualizar sobre esta tecnologia, já que no momento em que a mesma se tornar mais viável economicamente, aqueles que já dominarem esta tecnologia terão grande vantagem em relação aos outros. O desenvolvimento contínuo dos métodos preventivos e dos materiais restauradores faz com que as restaurações diretas sejam cada vez mais comuns que as restaurações indiretas, e com isso, a turbina de alta rotação será cada vez menos necessária nos preparos cavitários, abrindo cada vez mais espaço para este e outros métodos alternativos de preparo cavitário ou remoção de cárie.

Esta afirmação pode ser comprovada através do grande número de trabalhos que têm sido publicados ao longo dos anos, tentando mostrar a possibilidade de uso destes métodos, e mostrando que eles poderiam ser substitutos eficazes para a turbina de alta rotação. Podemos notar, por exemplo, alguns trabalhos na literatura^{13, 34, 38} que se preocuparam em mostrar a segurança e a eficiência no uso do laser de Er:YAG. Todas estas pesquisas e muitas outras, com certeza, não teriam sido realizadas caso o método estudado não tivesse um grande potencial de uso.

De um modo geral, os experimentos até hoje realizados para se avaliar o laser de Er:YAG como método de preparo cavitário, utilizaram a turbina de alta rotação como controle^{2, 5, 8, 20, 47}. Desta forma, este trabalho também utilizou um grupo controle realizado com uso de uma ponta diamantada em alta rotação.

Em relação ao uso de dentes humanos, deve-se observar que embora o Ministério da Saúde no Brasil descreva a necessidade de desinfecção e esterilização de dentes para estudo, através do uso de soluções de Glutaraldeído ou Hipoclorito de sódio a 1%, seguido do uso de autoclave, antes de sua utilização nos estudos, não foi observado tal procedimento em nenhum trabalho que tivesse o mesmo objetivo deste. Esta ausência de realização de tais procedimentos pode estar ligada ao fato de que estes procedimentos poderiam promover uma

alteração na composição dental, principalmente na estrutura das fibras colágenas, o que alteraria imensamente os resultados obtidos. Desta forma, seguindo a conduta de outros autores, também não foram realizados tais procedimentos neste estudo.

Experimentos comparando dados de microinfiltração de restaurações adesivas realizadas em cavidades preparadas com diferentes métodos de preparo são abundantes na literatura, e neste ponto destacamos alguns como os ARAUJO², BLANKENAU *et al.*⁸, GALLUF²⁰, NIU *et al.*⁴⁷ e ROEBUCK, WHITTERS e SAUNDERS⁵⁷. Outros autores realizaram também comparações em relação à força de união, tais como TAKAMIZU *et al.*⁶⁵ e de uma forma geral, todos os trabalhos têm mostrado que os métodos pesquisados apresentam resultados estatisticamente semelhantes.

No entanto, conforme foi descrito por KREJCI *et al.*³⁶ testes que avaliam apenas forças de união seriam importantes para avaliação da qualidade de um sistema adesivo, no entanto, não poderiam ser utilizados como parâmetros principais para indicação deste ou daquele sistema adesivo. Segundo estes autores, um perfeito vedamento marginal pareceria ser muito mais importante, e portanto, testes de adaptação marginal seriam de valor clínico muito maior. Segundo os autores, não há qualquer dúvida de que existe uma íntima relação entre a morfologia da camada híbrida e um perfeito vedamento marginal, e portanto, testes que avaliem a micromorfologia da camada de união, e avaliem a espessura da camada híbrida, deveriam ser sempre realizados para se avaliar a qualidade de um sistema adesivo.

NAKABAYASHI e SAIMI⁴⁵ também mostraram que uma camada híbrida de boa qualidade seria importante, pois representaria uma barreira contra a desmineralização provocada pela ação de agentes cariogênicos.

Outro exemplo da importância da camada híbrida foi descrito por FERRARI e DAVIDSON¹⁷, os quais afirmaram que uma camada híbrida espessa seria importante para a

força de união, já que a camada híbrida seria responsável por até 2/3 desta força, e portanto, quanto mais espessa ela fosse, maior a força seria.

Sabe-se que a camada híbrida é extremamente dependente do substrato dentinário sobre o qual ela está sendo produzida. Sendo assim, a forma através da qual a dentina é preparada é de extrema importância. Se observarmos alguns trabalhos^{67, 68, 69, 74} notaremos por exemplo que preparos feitos com laser apresentam ausência de lama dentinária e túbulos dentinários abertos após o preparo, bem diferente dos preparos realizados com pontas diamantadas. Mais recentemente, no entanto, o trabalho realizado por ISHIZAKA *et al.*³⁰ mostrou que o uso do laser de Er:YAG promoveu uma diminuição no número de odontoblastos e a desnaturação do material orgânico da dentina, o que deveria ser prejudicial para o processo de adesão. Esta afirmação fez com uma grande dúvida já existente ficasse ainda maior, ou seja, como poderia então ser possível a obtenção de resultados de microinfiltração e força de adesão em substratos preparados com laser de Er:YAG serem comparáveis aos resultados obtidos em substratos preparados de forma convencional. Esta dúvida poderia ser teoricamente sanada com a avaliação microscópica da camada de união entre os sistemas adesivos e a dentina e o esmalte preparados com laser.

Apesar destas afirmações, poucos trabalhos foram encontrados na literatura avaliando a espessura da camada híbrida formada sob restaurações adesivas realizadas em cavidades preparadas com laser de Er:YAG. O trabalho realizado por LATTA, BLANKENAU e ELLIS³⁷ indicou que a utilização do laser de Er:YAG para preparos cavitários poderia afetar negativamente a atuação dos dois sistemas adesivos utilizados, levando a formação de camadas híbridas imperfeitas, finas, irregulares, porém os autores não souberam indicar a razão de tais resultados. Na mesma linha, SCHEIN *et al.*⁵⁹ observaram em MEV o padrão de formação de camada híbrida resultante da aplicação do sistema adesivo Single Bond sobre dentina preparada com laser de Er:YAG (250 mJ / 4 Hz) e observaram ainda o resultado do

condicionamento ácido sobre esta mesma dentina. Os autores observaram que as características morfológicas da dentina que foi preparada com laser e sofreu ataque ácido não era favorável para a difusão dos monômeros através da trama colágena. Observaram ainda que os túbulos dentinários encontravam-se abertos, porém não observaram a existência de uma trama colágena exposta após o condicionamento ácido, necessária para o processo de adesão. Em relação à formação de camada híbrida, esta foi dificilmente encontrada. Havia finos tags e raras áreas de hibridização. Com isso, os autores concluíram que a dentina preparada com laser não seria um bom substrato para a adesão realizada de forma tradicional, ou seja, baseada na hibridização.

Outro trabalho realizado por BARCELEIRO *et al.*⁵ promoveu uma comparação entre as camadas híbridas formadas entre o sistema adesivo Scotchbond Multi-Use Plus e a superfície dentinária, preparada com dois métodos de preparo cavitário, a ponta diamantada montada em turbina de alta rotação, e o laser de Er:YAG (400 mJ / 8 Hz). Neste trabalho, os autores observaram que havia uma diferença estatisticamente significativa entre os dois tratamentos realizados. O uso do sistema adesivo testado sobre dentina preparada com ponta diamantada em alta rotação produzia uma camada híbrida com espessura média de $3,43 \pm 0,74 \mu\text{m}$, de formato regular e presente de forma constante. Já sobre dentina preparada com laser de Er:YAG, produzia uma camada híbrida com espessura média de $1,54 \pm 0,35 \mu\text{m}$, de formato bastante irregular e presente de forma bastante inconstante. Com isso, os autores concluíram que o uso do laser com os parâmetros utilizados seria prejudicial para a hibridização.

Esta ausência de trabalhos avaliando a espessura de camada híbrida formada após o uso do laser de Er:YAG levou a confecção deste trabalho. No entanto, esta ausência também foi prejudicial, já que não houve trabalho anterior que nos permitisse uma comparação de métodos e resultados.

Por este motivo, a metodologia de visualização de camada híbrida utilizada neste experimento, continuação do trabalho desenvolvido por BARCELEIRO⁴ foi baseada nos trabalhos de Marco Ferrari, um dos autores que mais possuem publicações descrevendo a morfologia da camada híbrida, sendo que no caso este autor sempre utilizou como substrato uma dentina simulando a dentina preparada com ponta diamantada em alta rotação. Um exemplo é o trabalho de FERRARI *et al.*¹⁸, já descrito no capítulo Revisão da Literatura, no qual a metodologia empregada permitiu uma fácil visualização da camada híbrida. Desta forma, a mesma metodologia foi empregada na elaboração deste trabalho. Todas as variáveis como preparo e armazenamento dos dentes, corte dos dentes, preparo das amostras para visualização em MEV, dentre outras, foram baseadas no citado trabalho. Variáveis importantes, no entanto, que foram modificadas, foram o método de preparo do substrato dentinário (ponta diamantada e laser de Er:YAG) e os sistemas adesivos utilizados.

Em um trabalho desta natureza, normalmente os resultados seriam avaliados primordialmente pelos valores listados nas tabelas 1 a 6, por se tratarem de valores com o tratamento estatístico realizado. No entanto, a grande variedade de resultados encontrados nos diferentes grupos fez com que se tornasse necessário a criação dos quadros 2 a 6, onde são descritos os dados obtidos em cada medição. Desta forma, a análise dos resultados obtidos torna-se mais completa quando os valores descritos nas tabelas 1 a 6 são complementados com os valores descritos nos quadros 2 a 6.

Realizando-se este cruzamento de informações, pode-se perceber que os valores médios de espessura de camada híbrida encontrados no grupo I (controle) estão de acordo com a literatura revista^{15, 16, 18, 70, 73}. Esta informação é importante, pois demonstra que a metodologia aplicada neste estudo está de acordo com a metodologia aplicada na literatura, e as variáveis externas que podem ter surgido durante o desenvolvimento do mesmo não influenciaram o resultado final. A presença de valores muito discrepantes, ou seja, os grandes

valores de desvio padrão encontrados em vários grupos também foi observada por estes autores já descritos. Um exemplo importante de que se deve esperar a existência deste grande desvio padrão foi dado pelo estudo realizado por INOKOSHI *et al.*²⁹, em que os autores chegaram a encontrar valores de espessura de camada híbrida variando entre 1 e 10 μm , ou pelo estudo realizado por FERRARI *et al.*¹⁸, onde os autores encontraram valores entre 2 e 7 μm .

Ainda avaliando-se os resultados encontrados no Grupo I, observa-se que o sistema adesivo autocondicionante foi o que apresentou os menores valores de espessura de camada híbrida, e foi o único em que ela não foi encontrada em dois corpos de prova, conforme as tabelas 5 e 6 e o quadro 2. Estes resultados estão de acordo com os resultados encontrados por ARRAIS e GIANNINI³, e HIRAISHI *et al.*²⁷. Esta preocupação em relação ao surgimento de falhas quando do uso de sistemas adesivos autocondicionantes é uma constante na literatura, e percebe-se que algumas tentativas de se aprimorar o funcionamento destes adesivos têm sido propostas por alguns autores^{23, 27, 39, 48, 64}, no entanto, de uma forma geral, os resultados têm se mostrado inferiores quando comparados com os sistemas adesivos com condicionamento prévio. Esta observação em conjunto com os achados deste trabalho nos leva a crer que a indicação de sistemas adesivos autocondicionantes ainda deve ser realizada com certa parcimônia, e mais estudos devem ser realizados visando o aprimoramento destes sistemas, já que se na prática eles ainda apresentam falhas, na teoria constituem uma excelente maneira de se evitar a chamada zona vazia, responsável pela nanoinfiltração descrita por SANO *et al.*⁵⁸.

A análise da figura 3 complementa estas observações realizadas anteriormente. Nela, observa-se uma nítida diferença na morfologia da camada híbrida formada pelos diferentes sistemas adesivos. Há de se salientar que embora seja um sistema adesivo inconstante em relação à formação de camada híbrida, e seja um sistema adesivo que produz camadas híbridas mais finas, o sistema adesivo autocondicionante testado promoveu a formação de

camadas híbridas mais uniformes e sem falhas, o que, mais uma vez, é fundamental para impedir a nanoinfiltração.

Quando são avaliados os resultados obtidos nos corpos preparados com laser de Er:YAG, nota-se uma diminuição nos valores médios de espessura de camada híbrida, independentemente do sistema adesivo utilizado, conforme se observa nos quadros 3 a 6 e nas tabelas 4 e 6. Esta diminuição já havia sido encontrada por outros autores^{5, 37, 59}. No entanto, estes autores utilizaram, de uma maneira geral, apenas um parâmetro de laser e apenas um sistema adesivo. Assim, apesar de encontrarem valores baixos de espessura de camada híbrida, ficava sempre a dúvida sobre a razão para esta diminuição.

Uma comparação simples entre os resultados médios obtidos nos diferentes grupos demonstra que o laser de Er:YAG, com os parâmetros utilizados, não é um método de preparo que permita a formação de uma camada híbrida espessa, ao contrário da ponta diamantada em alta rotação. Porém, muito mais importante do que a comparação entre as médias obtidas foi o fato de que nas amostras dos grupos II, III, IV e V, durante vários momentos não foi observada a formação de uma camada híbrida. Esta informação pode ser mais bem entendida quando se observam os valores listados nos quadros 3 a 6. O grande número de amostras onde não se encontrou uma camada híbrida, em todo o corpo de prova, ou em apenas parte dele, mostra o quão instável é a superfície dentinária preparada pelo laser de Er:YAG, o que é prejudicial para a adesão. Esta observação se torna particularmente importante quando são avaliados os valores listados no quadro 6. Nele observa-se um grande número de corpos de prova onde a camada híbrida não foi encontrada em nenhuma porção do dente. O padrão microscópico exemplificado na figura 7 é altamente preocupante, pois uma restauração realizada sobre um sistema adesivo unido à dentina da forma como se deu neste corpo de prova demonstrado na referida figura, tem maior probabilidade de falha que uma restauração realizada da forma como se exemplifica na figura 3.

Estas observações estão em conformidade com as afirmações realizadas por BARCELEIRO *et al.*⁵, e LATTA, BLANKENAU e ELLIS³⁷. Estes autores relataram que o uso do laser de Er:YAG afetava negativamente a formação da camada híbrida, o que também aconteceu nos resultados aqui apresentados.

MELLO⁴¹ descreveu que o laser de Er:YAG, quando utilizado sobre dentina sadia, promove uma fusão entre os componentes dentinários, e uma posterior solidificação, que leva à formação de uma estrutura sólida de composição mineral ainda desconhecida. Sabe-se, por exemplo, segundo este autor, que esta estrutura é extremamente ácido resistente, e apresenta uma composição de fibras colágenas completamente alterada, fundida na estrutura formada. Acredita-se que esta estrutura seja mais mineralizada e possa ser um substrato ruim para a formação de uma camada híbrida, concordando inclusive com a afirmação de PERDIGÃO *et al.*⁵¹ de que uma estrutura mais mineralizada é um substrato ruim para adesão.

O trabalho previamente citado realizado por ISHIZAKA *et al.*³⁰ também deve ser levado em consideração quando se busca uma explicação para esta dificuldade em se obter um bom padrão de adesão. Estes autores observaram que o uso do laser de Er:YAG promoveu uma diminuição no número de odontoblastos e a desnaturação do material orgânico da dentina, o que deveria ser prejudicial para o processo tradicional de adesão. Todo o processo de hibridização descrito inicialmente por NAKABAYASHI *et al.*⁴³ e depois melhor explicado por tantos autores é altamente dependente da existência de material orgânico, e a ausência dele pode ser a razão para as falhas aqui descritas.

Não foi possível, com a metodologia empregada, descobrir a causa para o resultado obtido nos grupo II a V, tanto em relação aos resultados de medidas de camada híbrida, quanto em relação à inconstância em sua formação. Assim como já foi descrito anteriormente⁴, acredita-se como possível explicação, que no local onde o feixe de laser incide perpendicularmente, ocorre a formação da estrutura ácido resistente, e a destruição do

material orgânico, conforme já foi descrito, e neste local a formação da camada híbrida ficaria prejudicada. Na região periférica ao local de incidência do feixe, ocorreria um aumento de temperatura, promovendo alteração menos acentuada na estrutura de fibras colágenas, e a estrutura formada seria menos ácido resistente, levando a formação de uma camada híbrida menos espessa e irregular. Isto explicaria a inconstância na formação da camada híbrida, e na verdade, nos locais onde foi possível se observar a formação de uma camada híbrida, estar-se-ia observando de fato a formação de uma camada híbrida sobre a região periférica ao local de incidência do feixe.

Na busca pela formação de uma camada híbrida de melhor qualidade sobre dentina preparada com laser de Er:YAG, foram testadas neste trabalhos algumas sugestões dadas por outros autores^{5, 37, 59} como o uso de diferentes parâmetros de laser ou o uso de diferentes sistemas adesivos, com diferentes mecanismos de ação, porém, embora a análise estatística tenha levado a formação de diferentes grupos, com os diversos sub-grupos criados, nenhum deles foi semelhante aos sub-grupos que envolviam o preparo realizado com ponta diamantada.

Várias são as possibilidades ainda a serem testadas, pois acreditamos que algumas modificações nas variáveis empregadas poderiam gerar resultados diferentes, ficando aqui algumas sugestões para futuros trabalhos, como por exemplo, a utilização de condicionamentos ácidos por mais tempo, ou ácidos mais concentrados, ou ainda ácidos mais potentes, tentando promover uma maior desmineralização da estrutura dentinária alterada pelo laser. O trabalho realizado por TAKAMIZU *et al.*⁶⁵ seguiu esta linha de raciocínio, e lá, com o uso de um condicionador experimental na concentração de 5%, os autores observaram melhora significativa na qualidade de união, o que os levou a conclusão de que este poderia ser um auxiliar que permitiria que os agentes de união tradicionais penetrassem melhor na dentina irradiada. Não se deve descartar a hipótese de se utilizar sistemas adesivos diferentes

dos sistemas adesivos utilizados neste experimento.

Fica também a sugestão de trabalhos que tentem explicar, utilizando todos os parâmetros utilizados neste experimento, como é possível uma camada de união tão diferente do que é comumente encontrado permitir a obtenção de resultados de microinfiltração ou de força de união semelhantes aos encontrados em testes que utilizam substratos onde a adesão se dá da maneira como foi descrito por NAKABAYASHI *et al.*⁴³. Resultados como os descritos por ARAÚJO², BARCELEIRO *et al.*⁶, GALLUF²⁰, NIU *et al.*⁴⁷, ROEBUCK, WHITTERS e SAUNDERS⁵⁷, e WRIGHT, MC CONNELL e KELLER⁷⁵, entre outros, continuam a nos fazer acreditar que o processo de adesão em dentina preparada com laser de Er:YAG deve ocorrer de forma diferente da hibridização tradicional.

Os resultados aqui apresentados mostraram que a associação entre o laser de Er:YAG com os diferentes parâmetros utilizados e os diferentes sistemas adesivos utilizados promoveu a formação de camadas híbridas bastante finas e muito irregulares, o que seria muito ruim para a prevenção contra a formação de cáries secundárias, de acordo com o que foi dito por KREJCI *et al.*³⁶ e NAKABAYASHI e SAIMI⁴⁵. Seguindo esta mesma linha de raciocínio, pode-se dizer que a confecção de uma restauração adesiva, com os sistemas adesivos utilizados, sobre cavidades preparadas com o laser de Er:YAG com os parâmetros aqui utilizados teria uma maior chance de insucesso clínico. No entanto, comparações entre os resultados de força de união e principalmente de microinfiltração de corantes contradizem esta afirmação, e fica assim um reforço na sugestão de que novos trabalhos sejam realizados tentando descrever como ocorre na verdade a união em dentina preparada com laser de Er:YAG.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a espessura da camada híbrida ligada aos métodos avaliados, porém os resultados encontrados acabaram por criar estas dúvidas. Não se realizou nenhuma avaliação mecânica que permitisse um cruzamento entre espessura de camada

híbrida e força de adesão. Esta ausência de testes mecânicos pode tornar os resultados deste trabalho inconclusivos, indicando assim a necessidade de realização destes testes, preferencialmente utilizando-se os mesmos parâmetros de tipo de preparo cavitário e sistemas adesivos, que permitirão uma conclusão de maior valor clínico e científico. Fica assim uma sugestão para que os pesquisadores tentem encontrar uma resposta para as questões aqui formuladas.

7 - CONCLUSÕES

Pela análise dos resultados obtidos neste estudo *in vitro*, foi possível concluir que:

1. Em dentina preparada com ponta diamantada em alta rotação, os quatro sistemas adesivos testados formaram camadas híbridas de formato regular e presentes de forma constante, com espessura média de $2,90 \pm 1,71 \mu\text{m}$;
2. Em dentina preparada com laser de Er:YAG, os quatro sistemas adesivos testados formaram camadas híbridas de formato irregular e presentes de forma intermitente, com espessura média variando entre $0,41 \pm 1,00 \mu\text{m}$ e $2,06 \pm 2,49 \mu\text{m}$, estando no entanto ausente em várias ocasiões
3. O laser de Er:YAG com os parâmetros testados influencia negativamente a formação da camada híbrida, com influência mais marcante nos casos de parâmetros mais elevados;
4. Os métodos de preparo cavitário influenciam na espessura da camada híbrida.

REFERÊNCIAS

- 1 ADRIAN, J. C.; BERNIER, J. L.; SPRAGUE, W. G. Laser and the dental pulp. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 83, n. 1, p. 113-117, July 1971.
- 2 ARAUJO, R. M. **Avaliação da microinfiltração e nanoinfiltração em restaurações de resina composta. Influência do laser no preparo cavitário e no pré-tratamento dentinário.** 2000. 220 f. Tese (Livre-Docência em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, São Paulo.
- 3 ARRAIS, C. A. G.; GIANNINI, M. Espessura da camada híbrida em dentina desmineralizada e não-condicionada. **Pesq. Odont. Bras.**, v. 15, supl., p. 103, 2001. Res. A264.
- 4 BARCELEIRO, M.O. **Espessura da camada híbrida: Influência do preparo cavitário com ponta diamantada, laser ou jato abrasivo.** 2002. 128 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Departamento de Odontologia, Universidade de Taubaté, Taubaté.
- 5 BARCELEIRO, M. O. et al. Hybrid layer thickness and morphology: the influence of cavity preparation with Er:YAG laser. **Oper. Dent.**, v 30, n. 3, p. 304-310, May/June 2005.
- 6 BARCELEIRO, M. O. et al. Influência do método de preparo sobre a infiltração em restaurações adesivas. In: CONGRESSO ODONTOLÓGICO DA UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ, 22., 2001, Pindamonhangaba. **Anais...**São Paulo: COUT, 2001. p. 41, resumo 41.

- 7 BLANKENAU, R. J. What is the future of lasers in dentistry? **Quintessence Int.**, v. 27, n. 4, p. 287-288, Apr. 1996.
- 8 BLANKENAU, R. J. et al. Effects of Er:YAG laser on enamel and dentin microleakage. **J. Dent. Res.**, v. 78, spec. Issue, p. 393, 1999. Abstract 2299.
- 9 BOWEN, R. L. **Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reactions product of bisphenol A and glycidyl methacrilate.** US Patent 3.006.112, 1962, Washington, DC, US Patent and Trademark Office *apud* ANUSAVICE, K. J. Resinas para restauração. In: _____. **Phillips Materiais Dentários.** 11. ed. Rio de Janeiro:Elsevier, 2005. cap. 15, p. 375-417.
- 10 BOWEN, R. L.; COBB, E. N.; RAPSON, J. E. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: Improvement in bond strength to dentin. **J. Dent. Res.**, v. 61, n. 9, p. 1070-1076, Sept. 1982.
- 11 BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, v. 34, n. 6, p. 849-853, Dec. 1955.
- 12 BUONOCORE, M.; WILEMAN, W.; BRUDEVOLD, F. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J. Dent. Res.**, v. 35, n. 6, p. 846-851, Dec. 1956.
- 13 BURKES, E. J. et al. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, n. 6, p. 847-851, June 1992.
- 14 COZEAN, C. et al. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 128, n. 8, p. 1080-1087, Aug. 1997.
- 15 DIAS, K. R. H. C. **Estudo comparativo in vitro da influência de dois sistemas adesivos – Ataque ácido total e autocondicionante – na adesão à dentina e ao esmalte humanos.** 2001. 117f. Tese (Concurso para professor titular) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

- 16 FERRARI, M.; CAGIDIACO, C. M.; MASON, P. N. Morphologic aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with five different adhesive systems tested in vivo. **J. Prosthet. Dent.**, v. 71, n. 4, p. 404-408, Apr. 1994.
- 17 FERRARI, M.; DAVIDSON, C. L. In vivo resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems. **J. Prosthet. Dent.**, v. 76, n. 3, p. 250-253, Sept. 1996.
- 18 FERRARI, M. et al. Standardized microscopic evaluation of the bonding mechanism of NRC/Prime & Bond NT. **Amer. J. Dent.**, v. 12, n. 2, p. 77-83, Apr. 1999.
- 19 FERRARI, M.; GORACCI, G.; GARCÍA-GODOY, F. Bonding mechanism of three “one-bottle” systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. **Amer. J. Dent.**, v. 10, n. 5, p. 224-230, Oct. 1997.
- 20 GALLUF, M. B. **Avaliação in vitro da infiltração marginal de restaurações adesivas, realizadas em dentes submetidos a diferentes métodos de preparo cavitário.** 2001. 37 f. Monografia (Especialização em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- 21 GOLDMAN, L. Effects of laser beams impacts on teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 70, n. 3, p. 601-606, Mar. 1965.
- 22 GORACCI, G.; MORI, G. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin and calcium hydroxide-dentin interface with resin composite restorations. **Quintessence Int.**, v. 27, n. 2, p. 129-135, Feb. 1996.
- 23 GREGOIRE, G.; MILLAS, A. Microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etching systems: correlation with their pH. **Oper. Dent.**, v. 30, n. 4, p. 481-491, July/Aug. 2005.
- 24 GRIFFITHS, B. M.; WATSON, T. F. Resin-dentin interface of Scotchbond Multi-purpose dentin adhesive. **Amer. J. Dent.**, v. 8, n. 4, p. 212-216, Aug. 1995.

- 25 GWINNETT, A. J.; KANCA III, J. A. Micromorfology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. **Amer. J. Dent.**, v. 5, n. 2, p. 73-77, Apr. 1992.
- 26 HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurements of the ablation rate. **Lasers Surg. Med.**, v. 9, n. 4, p. 338-344, Apr. 1989.
- 27 HIRAISHI, N. et al. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. **J. Dent. Res.**, v. 84, n. 7, p. 653-658, July 2005.
- 28 HOSSAIN, M. et al. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 17, n. 3, p. 105-109, Mar. 1999.
- 29 INOKOSHI, S. et al. Interfacial structure between dentin and seven dentin bonding systems revealed under argon ion beam etching. **Oper. Dent.**, v. 18, n. 1, p. 8-16, Jan. 1993.
- 30 ISHIZAKA, Y. et al. Effects of Er:YAG laser irradiation on human dentin: Polarizing microscopic, light microscopic and microradiographic observations, and FT-IR analysis. **Lasers. Surg. Med.**, v. 31, n. 3, p. 171-176, Mar. 2002.
- 31 ITOU, K. et al. Effect of drying methods on hybrid layer thickness. **Amer. J. Dent.**, v. 16, n. 5, p. 335-339, Oct. 2003.
- 32 KAYANO, T. et al. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 9, n. 4, p. 147-150, Apr. 1991.
- 33 KANCA III, J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. **Quintessence Int.**, v. 23, n. 1, p. 39-41, Jan. 1992.
- 34 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.**, v. 9, n. 4, p. 345-351, Apr. 1989.
- 35 KINERSLY, T. et al. Laser effects on tissues and material related to dentistry. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 70, n. 3, p. 593-600, Mar. 1965.
- 36 KREJCI, I. et al. The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared to that of a composite. **Dent. Mater.**, v. 15, n. 5, p. 349-358, Sept. 1999.
- 37 LATTA, M. A.; BLANKENAU, R. J.; ELLIS, R. W. "Hybrid zone" microstructure of Er:YAG treated dentin. **J. Dent. Res.**, v. 78, spec. Issue, p. 110, 1999. Abstract 36.
- 38 LI, Z. Z.; CODE, J. E.; VAN DE MERWE, W. P. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. **Lasers Surg. Med.**, v. 12, n. 6, p. 625-630, June 1992.
- 39 LOGUERCIO, A. D. et al. A six-month clinical study of a self-etching and an etch-and-rinse adhesive applied as recommended and after doubling the number of adhesive coats. **J. Adhes. Dent.**, v. 8, n. 4, p. 255-261, Aug. 2006.
- 40 MAIMAN, T. H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, v. 187, n. 4736, p. 493-494, Aug. 1960.
- 41 MELLO J. B. Interação Laser/Tecido. In: MELLO, J. B.; MELLO, G. P. S. **Laser em Odontologia**. São Paulo: Santos, 2001. cap. 3, p. 23-38.
- 42 NAKABAYASHI, N.; ASHIZAWA, M.; NAKAMURA, M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. **Quintessence Int.**, v. 23, n. 2, p. 135-141, Feb. 1992.
- 43 NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 16, n. 3, p. 265-273, May 1982.
- 44 NAKABAYASHI, N.; NAKAMURA, M.; YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin-

- bonding mechanism. **J. Esthet. Dent.**, v. 3, n. 4, p 133-138, July/Aug. 1991.
- 45 NAKABAYASHI, N.; SAIMI, Y. Bonding to intact dentin. **J. Dent. Res.**, v. 75, n. 9, p. 1706-1715, Sept. 1996.
- 46 NAKABAYASHI, N.; TAKARADA, K. Effect of HEMA on bonding to dentin. **Dent. Mater.**, v. 8, n. 2, p. 125-130, Mar. 1992.
- 47 NIU, W. et al. A study on microleakage after resin filling of class V cavities prepared by Er:YAG laser. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 16, n. 4, p. 227-231, Apr. 1998.
- 48 OZTAZ, N.; OLMEZ, A. Effects of one versus two-layer applications of a self-etching adhesive to dentin of primary teeth: a SEM study. **J. Contemp. Dent. Pract.**, v. 6, n. 1, p. 18-25, Feb. 2005.
- 49 PASHLEY, D. et al. Permeability of dentin to adhesive agents. **Quintessence Int.**, v. 24, n. 9, p. 618-631, Sept. 1993.
- 50 PERDIGÃO, J. et al. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. **J. Dent. Res.**, v. 73, n. 1, p. 44-55, Jan. 1994.
- 51 PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Dentin bonding – Questions for the new millennium. **J. Adhes. Dent.**, v. 1, n. 3, p. 191-209, Autumn 1999.
- 52 _____. The effect of etching time on dentin demineralization. **Quintessence Int.**, v. 32, n. 1, p. 19-26, Jan. 2001.
- 53 PINHEIRO, A. L. B.; FRAME, J. W. Laser em Odontologia: Seu uso atual e perspectivas futuras. **Rev. Gaúcha de Odontol.**, v. 40, n. 5, p. 327-332, set./out. 1992.
- 54 PIOCH, T. et al. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. **Amer. J. Dent.**, v. 11, n. 5, p. 202-206, Oct. 1998.
- 55 PRATI, C. et al. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. **Oper. Dent.**, v. 24, n. 2, p. 66-72, Feb. 1999.
- 56 RECHMANN, P.; GOLDIN, D. S.; HENNIG, T. Changes in surface morphology of

- enamel after Er:YAG laser irradiation. **SPIE**, v. 3248, p. 62-68, 1998.
- 57 ROEBUCK, E. M.; WHITTERS, C. J.; SAUNDERS, W. P. The influence of three Erbium:YAG laser energies on the in vitro microleakage of class V compomer resin restorations. **Int. J. Paediatr. Dent.**, v. 11, n. 1, p. 49-56, Jan. 2001.
- 58 SANO, H. et al. Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. **Oper. Dent.**, v. 20, n. 1, p. 18-25, Jan. 1995.
- 59 SCHEIN, M. T. et al. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. **J. Dent.**, v. 31, n. 2, p. 127-135, Feb. 2003.
- 60 SONNTAG, K. D. et al. Pulpal response to cavity preparation with the Er:YAG and Mark III free electron lasers. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 81, n. 6, p. 695-702, June 1996.
- 61 STERN, R. H.; SOGNAES, R. F.; GOODMAN, F. Laser effect on in vitro permeability and solubility. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 73, n. 4, p. 838-843, Oct. 1966.
- 62 STERN, R. H.; VAHL, J.; SOGNAES, R. F. Lased enamel: Ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. **J. Dent. Res.**, v. 51, n. 2, p. 455-460, Mar./Apr. 1972.
- 63 STIESCH, M.; HANNIG, M. In vitro study of enamel and dentin marginal integrity of composite and compomer restorations placed in primary teeth after diamond or Er:YAG laser cavity preparation. **J. Adhes. Dent.**, v. 2, n. 3, p. 213-222, Autumn 2000.
- 64 SUNDFELD, R. H. et al. Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. **J. Dent.**, v. 33, n. 8, p. 675-681, Sept. 2005.
- 65 TAKAMIZU, M. et al. SEM observation and tensile bond strength of resin adhesives to dentin irradiated by Er:YAG laser. **J. Dent. Res.**, v. 78, spec. Issue, p. 393, 1999.

- Abstract 2298.
- 66 TAKEYAMA, M. et al. Studies on dental self-curing resins (17). Adhesion of PMMA with bovine enamel or dental alloy. **Shika Rikogaku Zasshi**, v. 19, n. 47, p. 179-185, July 1978 *apud* NAKABAYASHI, N.; NAKAMURA, M.; YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. **J. Esthet. Dent.**, v. 3, n. 4, p 133-138, July/Aug. 1991.
- 67 TANJI, E. J. et al. Preparo cavitário in vitro com laser de Er:YAG. Estudo em microscopia eletrônica de varredura. In: ENCONTRO DO GRUPO BRASILEIRO DE PROFESSORES DE DENTÍSTICA, 12., 1997, Vitória. **Anais...Espírito Santo: GBPD**, 1997. p. 49, resumo 11.
- 68 TANJI, E. J.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Estudo do condicionamento da superfície dentinária com o Er:YAG laser. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 13., 1996, Águas de São Pedro. **Anais...São Paulo: SBPqO**, 1996. p. 142, resumo 213.
- 69 TOKONABE, H. et al. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v. 17, n. 1, p. 7-12, Jan. 1999.
- 70 VAN MEERBEEK, B. et al. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. **J. Dent. Res.**, v. 71, n. 8, p. 1530-1540, Aug. 1992.
- 71 VISURI, S. R.; WALSH JUNIOR, J. T.; WIGDOR, H. A. Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling. **Lasers Surg. Med.**, v. 18, n. 3, p. 294-300, Mar. 1996.
- 72 WALSH JUNIOR, J. T.; DEUTSCH, T. F. Er:YAG laser ablation of tissue: Measurements of ablation rates. **Lasers Surg. Med.**, v. 9, n. 4, p. 327-337, Apr. 1989.
- 73 WALSHAW, P. R.; MC COMB, D. SEM evaluation of the resin-dentin interface with

- proprietary bonding agents in human subjects. **J. Dent. Res.**, v. 73, n. 5, p. 1079-1087, May 1994.
- 74 WIGDOR, H. et al. The effect of lasers on dental hard tissues. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 124, n. 2, p. 65-70, Feb. 1993.
- 75 WRIGHT, G. Z.; Mc CONNELL, R. J.; KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with an Er:YAG laser: a pilot study. **Pediatr. Dent.**, v. 15, n. 6, p. 425-426, Nov./Dec. 1993.

APÊNDICE 1

APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ

AUTARQUIA MUNICIPAL DE REGIME ESPECIAL

RECONHECIDA PELO DEC. FED. Nº 78 924/76

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

R. Visconde do Rio Branco, 210 - CEP 12020-040 - Taubaté - SP - Brasil

Telefones: Gabinete (012) 225-4217 - Telefax (012) 232-2947 - Secretaria (012) 225-4151 e 225-4218 - e-mail: prppg@prppg.unitau.br

DECLARAÇÃO

Declaro que o projeto de pesquisa, de responsabilidade do pesquisador Marcos de Oliveira Barcelheiro, intitulado **Comparação da espessura da camada híbrida formada em dentes submetidos a diferentes métodos alternativos de preparo cavitário (Registro CEP/UNITAU nº 128/00)**, foi analisado por este Comitê de Ética em Pesquisa em reunião de 10 de novembro de 2000 e considerado **aprovado**.

Taubaté, 10 de novembro de 2000

Profª Drª Maria Júlia Ferreira Xavier Ribeiro
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté

APÊNDICE 2

TRATAMENTO ESTATÍSTICO

NPar Tests

Kruskal-Wallis Test

Ranks

Preparo		N	Mean Rank
Presença	LASER, 200 mJ, 4 Hz	65	202,65
	LASER, 200 mJ, 6 Hz	75	195,83
	LASER, 400 mJ, 4 Hz	80	172,88
	LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	125,38
	PONTA DIAMANTADA	80	258,38
Total		380	

Test Statistics^{a,b}

	Presença
Chi-Square	82,279
df	4
Asymp. Sig.	,000

- a. Kruskal Wallis Test
b. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests

Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	LASER, 200 mJ, 4 Hz	65	71,85	4670,00
	LASER, 200 mJ, 6 Hz	75	69,33	5200,00
Total		140		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	2350,000
Wilcoxon W	5200,000
Z	-,424
Asymp. Sig. (2-tailed)	,671

- a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	LASER, 200 mJ, 4 Hz	65	79,27	5152,50
	LASER, 400 mJ, 4 Hz	80	67,91	5432,50
Total		145		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	2192,500
Wilcoxon W	5432,500
Z	-1,872
Asymp. Sig. (2-tailed)	,061

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	LASER, 200 mJ, 4 Hz	65	89,27	5802,50
	LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	59,78	4782,50
Total		145		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	1542,500
Wilcoxon W	4782,500
Z	-5,107
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença LASER, 200 mJ, 4 Hz	65	61,27	3982,50
PONTA DIAMANTADA	80	82,53	6602,50
Total	145		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	1837,500
Wilcoxon W	3982,500
Z	-3,947
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença LASER, 200 mJ, 6 Hz	75	82,83	6212,50
LASER, 400 mJ, 4 Hz	80	73,47	5877,50
Total	155		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	2637,500
Wilcoxon W	5877,500
Z	-1,501
Asymp. Sig. (2-tailed)	,133

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	LASER, 200 mJ, 6 Hz	75	92,83	6962,50
	LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	64,09	5127,50
	Total	155		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	1887,500
Wilcoxon W	5127,500
Z	-4,848
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	LASER, 200 mJ, 6 Hz	75	64,83	4862,50
	PONTA DIAMANTADA	80	90,34	7227,50
	Total	155		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	2012,500
Wilcoxon W	4862,500
Z	-4,468
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença LASER, 400 mJ, 4 Hz	80	90,50	7240,00
LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	70,50	5640,00
Total	160		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	2400,000
Wilcoxon W	5640,000
Z	-3,483
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Preparo	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença LASER, 400 mJ, 4 Hz	80	62,50	5000,00
PONTA DIAMANTADA	80	98,50	7880,00
Total	160		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	1760,000
Wilcoxon W	5000,000
Z	-5,902
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests

Mann-Whitney Test

Ranks

	Preparo	N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	52,50	4200,00
	PONTA DIAMANTADA	80	108,50	8680,00
	Total	160		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	960,000
Wilcoxon W	4200,000
Z	-8,829
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Grouping Variable: Preparo

NPar Tests

Kruskal-Wallis Test

Ranks

	Adesivo	N	Mean Rank
Presença	PRIME & BOND	95	200,50
	SBMU PLUS II	95	186,50
	SINGLE BOND	100	195,20
	XENO III	90	178,94
	Total	380	

Test Statistics^{a,b}

	Presença
Chi-Square	2,790
df	3
Asymp. Sig.	,425

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: Adesivo

NPar Tests

Mann-Whitney Test

Ranks

Adesivo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	PRIME & BOND	95	99,00	9405,00
	SBMU PLUS II	95	92,00	8740,00
	Total	190		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	4180,000
Wilcoxon W	8740,000
Z	-1,014
Asymp. Sig. (2-tailed)	,311

a. Grouping Variable: Adesivo

NPar Tests

Mann-Whitney Test

Ranks

Adesivo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	PRIME & BOND	95	99,39	9442,50
	SINGLE BOND	100	96,68	9667,50
	Total	195		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	4617,500
Wilcoxon W	9667,500
Z	-,390
Asymp. Sig. (2-tailed)	,697

a. Grouping Variable: Adesivo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Adesivo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	PRIME & BOND	95	98,11	9320,00
	XENO III	90	87,61	7885,00
	Total	185		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	3790,000
Wilcoxon W	7885,000
Z	-1,538
Asymp. Sig. (2-tailed)	,124

a. Grouping Variable: Adesivo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Adesivo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	SBMU PLUS II	95	95,71	9092,50
	SINGLE BOND	100	100,18	10017,50
	Total	195		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	4532,500
Wilcoxon W	9092,500
Z	-,638
Asymp. Sig. (2-tailed)	,524

a. Grouping Variable: Adesivo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Adesivo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	SBMU PLUS II	95	94,79	9005,00
	XENO III	90	91,11	8200,00
	Total	185		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	4105,000
Wilcoxon W	8200,000
Z	-,541
Asymp. Sig. (2-tailed)	,589

a. Grouping Variable: Adesivo

NPar Tests Mann-Whitney Test

Ranks

Adesivo		N	Mean Rank	Sum of Ranks
Presença	SINGLE BOND	100	99,35	9935,00
	XENO III	90	91,22	8210,00
	Total	190		

Test Statistics^a

	Presença
Mann-Whitney U	4115,000
Wilcoxon W	8210,000
Z	-1,175
Asymp. Sig. (2-tailed)	,240

a. Grouping Variable: Adesivo

Oneway

Descriptives

Espeçsura

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
LASER, 200 mJ, 4 Hz	65	2,0220	2,25909	,28021	1,4622	2,5818	,00	8,37
LASER, 200 mJ, 6 Hz	75	2,0636	2,49817	,28846	1,4888	2,6384	,00	7,33
LASER, 400 mJ, 4 Hz	80	1,1164	1,76862	,19774	,7228	1,5100	,00	7,75
LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	,4158	1,00122	,11194	,1929	,6386	,00	3,81
PONTA DIAMANTADA	79	2,9076	1,71351	,19279	2,5238	3,2914	,00	7,20
Total	379	1,6846	2,07959	,10682	1,4746	1,8947	,00	8,37

ANOVA

Espeçsura

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	290,963	4	72,741	20,245	,000
Within Groups	1343,766	374	3,593		
Total	1634,729	378			

Post Hoc Tests Homogeneous Subsets

Espeçsura

Preparo	N	Subset for alpha = .05			
		1	2	3	4
Student-Newman-Keuls ^{a,b}					
LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	,4158			
LASER, 400 mJ, 4 Hz	80		1,1164		
LASER, 200 mJ, 4 Hz	65			2,0220	
LASER, 200 mJ, 6 Hz	75			2,0636	
PONTA DIAMANTADA	79				2,9076
Sig.		1,000	1,000	,893	1,000
Tukey HSD ^{a,b}					
LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	,4158			
LASER, 400 mJ, 4 Hz	80	1,1164			
LASER, 200 mJ, 4 Hz	65		2,0220		
LASER, 200 mJ, 6 Hz	75		2,0636	2,0636	
PONTA DIAMANTADA	79			2,9076	
Sig.		,158	1,000	,051	
Tukey B ^{a,b}					
LASER, 400 mJ, 6 Hz	80	,4158			
LASER, 400 mJ, 4 Hz	80	1,1164			
LASER, 200 mJ, 4 Hz	65		2,0220		
LASER, 200 mJ, 6 Hz	75		2,0636		
PONTA DIAMANTADA	79			2,9076	

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 75,328.

b. The group sizes are unequal. The harmonic mean of the group sizes is used. Type I error levels are not guaranteed.

Oneway

Descriptives

Espressura

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
PRIME & BOND	95	1,7978	2,01349	,20658	1,3876	2,2080	,00	7,33
SBMU PLUS II	95	1,7825	2,24637	,23047	1,3249	2,2401	,00	8,37
SINGLE BOND	99	1,9144	2,17852	,21895	1,4799	2,3489	,00	8,09
XENO III	90	1,2090	1,79413	,18912	,8332	1,5848	,00	6,86
Total	379	1,6846	2,07959	,10682	1,4746	1,8947	,00	8,37

ANOVA

Espressura

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	27,716	3	9,239	2,156	,093
Within Groups	1607,014	375	4,285		
Total	1634,729	378			

Post Hoc Tests

Homogeneous Subsets

Espressura

		N	Subset for alpha = .05
Adesivo			1
Student-Newman-Keuls ^{a,b}	XENO III	90	1,2090
	SBMU PLUS II	95	1,7825
	PRIME & BOND	95	1,7978
	SINGLE BOND	99	1,9144
	Sig.		,090
Tukey HSD ^{a,b}	XENO III	90	1,2090
	SBMU PLUS II	95	1,7825
	PRIME & BOND	95	1,7978
	SINGLE BOND	99	1,9144
	Sig.		,090
Tukey B ^{a,b}	XENO III	90	1,2090
	SBMU PLUS II	95	1,7825
	PRIME & BOND	95	1,7978
	SINGLE BOND	99	1,9144
	Sig.		,090

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

- Uses Harmonic Mean Sample Size = 94,642.
- The group sizes are unequal. The harmonic mean of the group sizes is used. Type I error levels are not guaranteed.

Oneway

Descriptives

Espessura

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
Laser, 200 mJ, 4 Hz-PRIME & BOND	15	2,08133	1,981056	,511507	,98426	3,17841	,000	5,420
Laser, 200 mJ, 4 Hz-SBMU PLUS II	15	1,92733	2,966964	,766067	,28428	3,57038	,000	8,370
Laser, 200 mJ, 4 Hz-SINGLE BOND	20	2,57600	2,367694	,529432	1,46789	3,68411	,000	8,090
Laser, 200 mJ, 4 Hz-XENO III	15	1,31867	1,418721	,366312	,53301	2,10433	,000	4,140
Laser, 200 mJ, 6 Hz-PRIME & BOND	20	2,05250	3,052940	,682658	,62368	3,48132	,000	7,330
Laser, 200 mJ, 6 Hz-SBMU PLUS II	20	1,73200	2,162405	,483528	,71996	2,74404	,000	5,930
Laser, 200 mJ, 6 Hz-SINGLE BOND	20	1,35700	1,664740	,372247	,57788	2,13612	,000	5,120
Laser, 200 mJ, 6 Hz-XENO III	15	3,46267	2,695036	,695855	1,97021	4,95513	,000	6,860
Laser, 400 mJ, 4 Hz-PRIME & BOND	20	1,79050	1,329798	,297352	1,16814	2,41286	,000	3,490
Laser, 400 mJ, 4 Hz-SBMU PLUS II	20	1,37300	1,887234	,421998	,48975	2,25625	,000	6,310
Laser, 400 mJ, 4 Hz-SINGLE BOND	20	1,04950	2,394565	,535441	-,07119	2,17019	,000	7,750
Laser, 400 mJ, 4 Hz-XENO III	20	,25250	,777194	,173786	-,11124	,61624	,000	2,540
Laser, 400 mJ, 6 Hz-PRIME & BOND	20	,00000	,000000	,000000	,00000	,00000	,000	,000
Laser, 400 mJ, 6 Hz-SBMU PLUS II	20	,00000	,000000	,000000	,00000	,00000	,000	,000
Laser, 400 mJ, 6 Hz-SINGLE BOND	20	,65850	1,288913	,288210	,05527	1,26173	,000	3,810
Laser, 400 mJ, 6 Hz-XENO III	20	1,00450	1,309940	,292911	,39143	1,61757	,000	3,440
Ponta -PRIME & BOND	20	3,13550	,811914	,181550	2,75551	3,51549	1,820	4,520
Ponta -SBMU PLUS II	20	3,91650	1,381046	,308811	3,27015	4,56285	2,250	7,200
Ponta -SINGLE BOND	19	4,03737	1,008733	,231419	3,55117	4,52356	2,210	6,930
Ponta -XENO III	20	,59750	,709313	,158607	,26553	,92947	,000	1,860
Total	379	1,68462	2,079587	,106821	1,47458	1,89466	,000	8,370

ANOVA

Espessura

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	539,082	19	28,373	9,297	,000
Within Groups	1095,648	359	3,052		
Total	1634,729	378			

Post Hoc Tests Homogeneous Subsets

Espressura

Grupo-Material		N	Subset for alpha = .05							
			1	2	3	4	5	6	7	
Student-Newman-Keuls ^{a,b}	Laser, 400 mJ, 6 Hz-PRIME & BOND	20	,00000							
	Laser, 400 mJ, 6 Hz-SBMU PLUS II	20	,00000							
	Laser, 400 mJ, 4 Hz-XENO III	20	,25250	,25250						
	Ponta -XENO III	20	,59750	,59750						
	Laser, 400 mJ, 6 Hz-SINGLE BOND	20	,65850	,65850						
	Laser, 400 mJ, 6 Hz-XENO III	20	1,00450	1,00450	1,00450					
	Laser, 400 mJ, 4 Hz-SINGLE BOND	20	1,04950	1,04950	1,04950					
	Laser, 200 mJ, 4 Hz-XENO III	15	1,31867	1,31867	1,31867	1,31867				
	Laser, 200 mJ, 6 Hz-SINGLE BOND	20	1,35700	1,35700	1,35700	1,35700				
	Laser, 400 mJ, 4 Hz-SBMU PLUS II	20	1,37300	1,37300	1,37300	1,37300				
	Laser, 200 mJ, 6 Hz-SBMU PLUS II	20	1,73200	1,73200	1,73200	1,73200	1,73200			
	Laser, 400 mJ, 4 Hz-PRIME & BOND	20	1,79050	1,79050	1,79050	1,79050	1,79050			
	Laser, 200 mJ, 4 Hz-SBMU PLUS II	15		1,92733	1,92733	1,92733	1,92733			
	Laser, 200 mJ, 6 Hz-PRIME & BOND	20		2,05250	2,05250	2,05250	2,05250			
	Laser, 200 mJ, 4 Hz-PRIME & BOND	15		2,08133	2,08133	2,08133	2,08133			
	Laser, 200 mJ, 4 Hz-SINGLE BOND	20			2,57600	2,57600	2,57600	2,57600		
	Ponta -PRIME & BOND	20				3,13550	3,13550	3,13550		
	Laser, 200 mJ, 6 Hz-XENO III	15					3,46267	3,46267		
	Ponta -SBMU PLUS II	20						3,91650		
	Ponta -SINGLE BOND	19							4,03737	
Sig.			,079	,074	,182	,051	,053		,081	
Tukey HSD ^{a,b}	Laser, 400 mJ, 6 Hz-PRIME & BOND	20	,00000							
	Laser, 400 mJ, 6 Hz-SBMU PLUS II	20	,00000							
	Laser, 400 mJ, 4 Hz-XENO III	20	,25250	,25250						
	Ponta -XENO III	20	,59750	,59750	,59750					
	Laser, 400 mJ, 6 Hz-SINGLE BOND	20	,65850	,65850	,65850					
	Laser, 400 mJ, 6 Hz-XENO III	20	1,00450	1,00450	1,00450					
	Laser, 400 mJ, 4 Hz-SINGLE BOND	20	1,04950	1,04950	1,04950					
	Laser, 200 mJ, 4 Hz-XENO III	15	1,31867	1,31867	1,31867	1,31867				
	Laser, 200 mJ, 6 Hz-SINGLE BOND	20	1,35700	1,35700	1,35700	1,35700				
	Laser, 400 mJ, 4 Hz-SBMU PLUS II	20	1,37300	1,37300	1,37300	1,37300				
	Laser, 200 mJ, 6 Hz-SBMU PLUS II	20	1,73200	1,73200	1,73200	1,73200	1,73200			
	Laser, 400 mJ, 4 Hz-PRIME & BOND	20	1,79050	1,79050	1,79050	1,79050	1,79050			
	Laser, 200 mJ, 4 Hz-SBMU PLUS II	15	1,92733	1,92733	1,92733	1,92733	1,92733	1,92733		
	Laser, 200 mJ, 6 Hz-PRIME & BOND	20		2,05250	2,05250	2,05250	2,05250	2,05250	2,05250	
	Laser, 200 mJ, 4 Hz-PRIME & BOND	15		2,08133	2,08133	2,08133	2,08133	2,08133	2,08133	
	Laser, 200 mJ, 4 Hz-SINGLE BOND	20			2,57600	2,57600	2,57600	2,57600	2,57600	
	Ponta -PRIME & BOND	20				3,13550	3,13550	3,13550	3,13550	
	Laser, 200 mJ, 6 Hz-XENO III	15					3,46267	3,46267	3,46267	
	Ponta -SBMU PLUS II	20						3,91650	3,91650	
	Ponta -SINGLE BOND	19							4,03737	
Sig.			,091	,145	,070	,154	,222	,066		,067

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 18,704.

b. The group sizes are unequal. The harmonic mean of the group sizes is used. Type I error levels are not guaranteed.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)