GARDENIA MASCARENHAS DE OLIVEIRA ZUMAÊTA

INFLUÊNCIA DE DOIS SISTEMAS ADESIVOS E DE DUAS TÉCNICAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO NA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL DE RESTAURAÇÕES CLASSE V APÓS PREPARO COM ALTA ROTAÇÃO E CONDICIONAMENTO COM LASER DE Er:YAG

PROGRAMA INTEGRADO DE PÓS - GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA

UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA

Área de Concentração:
Laser em Odontologia

SALVADOR
2004

GARDENIA MASCARENHAS DE OLIVEIRA ZUMAÊTA

INFLUÊNCIA DE DOIS SISTEMAS ADESIVOS E DE DUAS TÉCNICAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO NA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL DE RESTAURAÇÕES CLASSE V APÓS PREPARO COM ALTA ROTAÇÃO E CONDICIONAMENTO COM LASER DE Er:YAG

Tese apresentada ao Programa Integrado de Pós–Graduação em Odontologia da Universidade Federal da Paraíba e Universidade Federal da Bahia em cumprimento às exigências para a obtenção do título de Doutor em Odontologia.
Área de Concentração:
Laser em Odontologia

Orientadora: Profª Dra. Luciana Ramalho
Co-orientador: Profº Dr. Aldo Brugnera Júnior

SALVADOR
2004

Z94 Zumaêta, Gardênia Mascarenhas de Oliveira

Influência de dois sistemas adesivos e de duas técnicas de fotopolimerização na microinfiltração marginal de restaurações Classe V após preparo com alta rotação e condicionamento com laser de Er:YAG / Gardenia Mascarenhas de Oliveira Zumaêta. Salvador: UFPB/UFBA, 2004.
160p.
Tese (Doutorado em Odontologia) – UFPB/UFBA
1. Laser de Er:YAG. 2. Microinfiltração marginal. 3 Microscopia eletrônica de varredura. II Título
CDU: 616.314.165 - 089

GARDENIA MASCARENHAS DE OLIVEIRA ZUMAÊTA

INFLUÊNCIA DE DOIS SISTEMAS ADESIVOS E DE DUAS TÉCNICAS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO NA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL DE RESTAURAÇÕES CLASSE V APÓS PREPARO COM ALTA ROTAÇÃO E CONDICIONAMENTO COM LASER DE Er:YAG

SALVADOR, 31/08/2004

BANCA EXAMINADORA:

Profa. Dra. Luciana Pereira Ramalho – Orientadora

Prof. Dr. Aldo Brugnera Júnior – Co-orientador

Profa. Dra. Paula Mathias Moraes – Membro UFBA

Profa. Dra. Fátima Zanin – Membro UniCastelo

Prof. Dr. Pedro Paulo – Membro UFPE

Dedico ao AMOR....
de pai e mãe, amores absolutos,
amor de filha ... incondicional,
amor de alma gêmea...
que ensina a viver....

DEDICO ESTE TRABALHO

A ***Deus***, meu pastor e porto seguro onde descanso e recobro minhas forças.

A meus pais maravilhosos ***Wilson e Waldete,*** meus maiores exemplos de amor absoluto, de vida, de verdade, de ética e de coragem.

A minha princesinha ***Leticia,*** luz no meu caminho.

A ***Juca*** pelo amor, pela paciência, pela cumplicidade na vida e pela família.

A ***George***, ***Carla*** e ***Fabrício*** irmãos queridos, com os quais compartilho todos os momentos de minha vida.

A ***Gabi*** e ***Dudu*** pela inocência e pelo carinho.

A minha querida avó ***Dú*** por sua vontade de viver, por todo amor que sempre demonstrou e pela infância maravilhosa que tive, te desejo a paz.

A ***Davi,*** pela verdade, pela sinceridade e pela pureza traduzidos na história do Pequeno Príncipe e tudo que ela representa para mim.

AGRADECIMENTOS

Ao grande amigo ***Pedro Silva Filho*** por todo o apoio e pela valiosa contribuição na elaboração deste trabalho, minha admiração e respeito.

Ao amigo e irmão de sempre ***Saja***, pela palavra na hora certa.

A **Ivo** e **Iracy** pelo carinho que sempre tiveram por mim, minha gratidão.

A ***Peté***, ***Adriana***, ***Ana*** e ***Leo***, parte da minha família, pelo apoio que tive quando da minha estada em João Pessoa, meu carinho.

A ***Pablo***, ***Kátia***, ***João***,***Vinícius***, ***Lili***, ***Kaê***, ***Bebete***, ***Neto***, ***Neila***, ***Carla*** e ***Tharita*** pelo carinho da nova família que ganhei.

Aos colegas de doutorado ***Aparecida***, ***Estela***, ***Francisco***, ***João***, ***Márcia***, ***Marleny*** e ***Maria Helena***. “Toda pessoa sempre é a marca das lições diárias de outras tantas pessoas”. Sou um pouco de cada um de vocês nestes meses de convivência e agradeço por tudo que pude viver junto com vocês. Vou guardá-los em um lugar especial.

À ***Universidade Estadual de Feira de Santana***, pela possibilidade que me foi dada para afastar-me de minhas atividades de docência durante a realização do curso, em especial à diretora ***Maria Lúcia Servo***.

À ***Universidade Federal da Bahia***, local inicial da minha formação acadêmica, por ter sido mais uma vez acolhida.

A ***Odilon Rasquin***, grande professor e amigo, minha eterna gratidão por ter guiado meus primeiros passos na Odontologia e pelo exemplo de servir ao próximo com todo amor e desprendimento.

Ao professor ***Sílvio Albergaria***, pela ciência e pela amizade.

À professora ***Paula Mathias*** pela dedicação à ciência e pela sensibilidade do olhar além do papel, meus sinceros agradecimentos.

Aos professores da Faculdade de Odontologia da UFBA, ***Marcos Alan, Telma Martins*** e ***Falcão*** pela amizade e pela grande contribuição na minha formação profissional.

À ***Universidade Federal da Paraíba***, pela hospitalidade e pela presteza em disponibilizar todos os recursos necessários para tornar a nossa permanência mais agradável, em especial a professora ***Maria Carméli***.

A todos os colegas de mestrado e doutorado dos cursos de ***Estomatologia, Radiologia*** e ***Diagnóstico Oral*** pela agradável convivência em João Pessoa.

Aos professores da Faculdade de Odontologia da UFPB ***Wilton Pimenta, Ana Gondim***, ***Lino, Gil Nunesmaia*** e ***Fábio Bezerra*** meus agradecimentos.

Ao professor ***Antônio Pinheiro*** por todas as lições que pude aprender.

À orientadora ***Luciana Ramalho*** pela disponibilidade e pelo interesse.

A meu co-orientador e amigo ***Aldo Brugnera Júnior*** pela demonstração de profissionalismo e compromisso com esta pesquisa.

À professora ***Fátima Zanin*** pelo cuidado e atenção aos detalhes técnicos na execução da parte experimental da pesquisa, meus agradecimentos.

À equipe do ***Instituto Brugnera Zanin*** pela calorosa acolhida e pela presteza.

À amiga ***Tereza Cristina Ladalardo*** pela cumplicidade.

À colega ***Carolina Miranda*** pelo empenho em viabilizar o ensaio da microinfiltração marginal desta pesquisa.

Aos militares ***Mendes***, ***Paulo Roberto***, ***Eduardo*** e ***Torres***, por transformarem o Exército em uma instituição mais humana e por entenderem a importância deste curso na minha formação, meus agradecimentos.

A ***Prin***, ***Duvido*** e ***Tazani*** pela inocência e pelas incontáveis brincadeiras.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, meus sinceros agradecimentos.

MUDANÇAS

“Será que o tempo vale quando não tiramos a máscara do que somos para sermos o que queremos?
Será que o tempo efetivamente vai nos dar outra chance, se o tempo apenas se conta em diminuição?
Temos, a cada dia que passa, menos um dia no tempo que nos foi reservado para o que se chama vida...
E o que será de nós quando o tempo acabar?
Será que outras respostas existem após o tempo findo?
Já que ninguém nos responde, tudo que temos é desejar, que tudo prossiga, depois de nada termos feito para aproveitar cada segundo que nos foi dado.
Eu descobri minha alegria, quando passei a contar os segundos futuros como os próximos a virarem passado, aproveitando-os o máximo que pudesse,
no tempo presente.
Cada segundo, vivo agora, no limite do tempo, não desperdiçando mais nada...
Seja o sorriso, seja a lágrima...
Que chegam, apenas como expressão de alegria, na complexa simplicidade do que se chama VIDA! !”

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS 12
LISTA DE FIGURAS 14
LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS 18
RESUMO 19
ABSTRACT 20

1.0 INTRODUÇÃO 21

2.0 REVISÃO DA LITERATURA 25
2.1 MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL E ADESÃO..... 25
2.2 LASER..... 39
2.2.1 LASER de Er:YAG 43
2.2.2 LASER de Argônio e Luz Halógena..... 61
2.2.3 DIAGNOdent 73

3.0 **PROPOSIÇÃO**..... 79

4.0 **MATERIAL E MÉTODOS**..... 80
4.1 SELEÇÃO DOS DENTES..... 80
4.2 DIVISÃO DOS GRUPOS E PREPAROS CAVITÁRIOS..... 72
4.3 PROCEDIMENTO RESTAURADOR..... 85
4.3.1 Grupos I, V, A e E..... 85
4.3.2 Grupos II, VI, B e F 87
4.3.3 Grupos III, VII, C e G 88
4.3.4 Grupos IV, VIII, D e H 88
4.4 Preparo dos Grupos I a VIII para o teste de microinfiltração marginal 90
4.5 Preparo dos Grupos A a H para a avaliação em MEV..... 93

5.0 **RESULTADOS** 99
5.1 MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL..... 99
5.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA..... 109

6.0 **DISCUSSÃO**..... 122

7.0 **CONCLUSÃO**..... 138

8.0 **REFERENCIAS**..... 139

ANEXOS..... 150

LISTA DE ABREVIATURAS

ANOVA	.....	Análise de variância
Ar	.....	Alta rotação
Arg	.....	Laser de Argônio
Bis-GMA	.....	Bisfenol A glicidil metacrilato
CO_2	.....	Dióxido de carbono
Ca	.....	Cálcio
Er:YAG	.....	Erbio: Ítrio - Alumínio- Granada
Nd:YAG	.....	Neodímio: Ítrio –Alumínio – Granada
He-Ne	.....	Hélio neônio
EDX	.....	Energia dispersiva de raios X
GI	.....	Grupo I
GII	.....	Grupo II
GIII	.....	Grupo III
GIV	.....	Grupo IV
GV	.....	Grupo V
GVI	.....	Grupo VI
GVII	.....	Grupo VII
GVIII	.....	Grupo VIII
HEMA	.....	2- hidroxietil metacrilato
LASER	.....	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Luz Amplificada por Emissão Estimulada de Radiação)
Lh	.....	Luz halógena
MPa	.....	Mega Pascal (unidade de força)
MEV	.....	Microscopia eletrônica de varredura
ns	.....	não significante
PBNT	.....	Prime & Bond NT
P	.....	Fósforo
s	.....	Significante
SB	.....	Single Bond
4-META	.....	4 metacriloxietil trimelitato anididro
4-AETA	.....	4 acriloiloxietil trimelitato anidrido
BisGMA	.....	1:2 produto de adição dos bisfenol-A diglicidil éter e ácido metacrílico
BPDM –	.....	1:2 produto de adição do 3,4,3', 4'ácido bifeniltetracarboxílico anidrido e 2 HEMA
HEMA	.....	2- hidroxietil metacrilato

HNPM	.....	2-hidroxi-3-2-naftoxipropilmetacrilato
HPPM	.....	2-hidroxi-3-fenoxipropil metacrilato
MAC	.....	10-ácidometacriloiloxidecametileno malônico
MASA	.....	4-ácido metacriloilaminosalicílico
4-MET	.....	4-metacriloxietil trimelitato anidrido
MTYA	.....	0-metacriloitirosina amida
MMA	.....	Metilmetacrilato
TEGDMA	.....	Trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA	.....	Dimetacriloiloxietil 2,2,4 (3,3,5) – trimetil-hexametileno dicarbamato
VBAc	.....	Acido 4-vinilbenzóico
VBPA	.....	VBPA – ácido fosfórico 4-vinilbenzil
cm	.....	Centímetro
mw	.....	Miliwatt
µm	.....	Micrometro
nm	.....	Nanômetro
mm	.....	Milímetro
µs	.....	Microssegundo
ºC	.....	Grau Celsius
mJ	.....	Milijoule (milésima parte do joule)
mJ/P	.....	Milijoule por pulso
J	.....	J oule (unidade de energia)
J/cm^2	.....	Joule / centímetro quadrado
W	.....	Watt
Hz	.....	Hertz (ciclos por segundo)

LISTA DE FIGURAS

PRANCHA DE FIGURAS 1 95
FIGURA 1- DIAGNOdent..... 95
FIGURA 2 - DIAGNOdent posicionado na superfície do dente..... 95
FIGURA 3 - Material utilizado para mensurar o preparo..... 95
FIGURA 4 - Checando dimensões 95
FIGURA 5 - Preparo cavitário concluído 95
FIGURA 6 - Resina Esthet X e Adesivo Prime & Bond NT 95

PRANCHA DE FIGURAS 2 96
FIGURA 7 - Aparelho de luz halógena convencional Kondortech 96
FIGURA 8 - Soflex PopOn para acabamento polimento 96
FIGURA 9 - Laser de Argônio AccuCure 3000 96
FIGURA 10 - Resina Z250, adesivo SingleBond e condionador ácido..... 96
FIGURA 11- Laser de Er:YAG 96
FIGURA 12- Laser de Er:YAG 96

PRANCHA DE FIGURAS 3 97
FIGURA 13 – Condicionamento com laser de Er:YAG 97
FIGURA 14 - Após condicionamento com laser de Er:YAG 97
FIGURA 15 - Material utilizado para isolar a área das restaurações..... 97
FIGURA 16 – Isolando área das restaurações 97
FIGURA 17 - Máquina de ciclagem térmica 97
FIGURA 18 - Dentes imersos em banho térmico..... 97

PRANCHA DE FIGURAS 4 98
FIGURA 19 – Dentes imersos no nitrato de prata 50% 98
FIGURA 20 – Dentes em solução reveladora 98
FIGURA 21- Máquina de corte 98
FIGURA 22 – Evaporadora Balzers para metalização das amostras..... 98
FIGURA 23 – Amostras metalizadas 98
FIGURA 24 – Microscópio eletrônico de varredura 98

PRANCHA DE FIGURAS 5 - FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO A 114
FIGURA 25 -Grupo A- Parede Oclusal 350 X - irregularidades na interface resina/esmalte mostrando um indequado imbricamento micromecânico e ausência de material 114
FIGURA 26 - Grupo A – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando em detalhes as irregularidades e falta de material 114

FIGURA 27 - Grupo A – Parede Axial 1000 X - presença de fenda superior a 10 μm na interface resina/dentina denotando as falhas na adaptação do material 114
FIGURA 28 - Grupo A – Parede Cervical 350 X – áreas de irregularidades ao longo da interface resina/dentina com fenda superior a 10 μm e ausência de material 114
FIGURA 29 – Grupo A – Parede Cervical 1000 X - maior aumento da foto-micrografia anterior mostrando em detalhes as irregularidades 114

PRANCHA DE FIGURAS 6 - FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO B 115
FIGURA 30 - Grupo B – Parede Oclusal 350 X - apresentando irregularidades na interface resina/esmalte com ausência de material..... 115
FIGURA 31 - Grupo B – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando em detalhes as irregularidades..... 115
FIGURA 32 - Grupo B– Parede Axial 1000 X - interface resina/ dentina com fenda superior a 10μm 115
FIGURA 33 - Grupo B – Parede Cervical 350 X – falha na adaptação do material na interface com fenda superior a 10 μm se propagando no corpo da resina 115
FIGURA 34 - Grupo B – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da foto - micrografia anterior mostrando em detalhes as irregularidades 115

PRANCHA DE FIGURAS 7 - FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO C..... 116
FIGURA 35 - Grupo C – Parede Oclusal 350 X – interface resina/esmalte com adequado imbricamento micromecânico e ausência de fendas 116
FIGURA 36 – Grupo C – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da foto-micrografia anterior mostrando em detalhes a interface resina/esmalte..... 116
FIGURA 37 -Grupo C – Parede Axial 1000 X – interface resina /dentina sem a presença de fendas 116
FIGURA 38 -Grupo C – Parede Cervical 350 X – interface resina/dentina com lisura de superfície mostrando adequado imbricamento micromecânico 116
FIGURA 39 – Grupo C – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da foto-micrografia anterior 116

PRANCHA DE FIGURAS 8 - FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO D 117
FIGURA 40 – Grupo D – Parede Oclusal 350 X – interface resina/esmalte com adequado imbricamento micromecânico e ausência de fenda..... 117
FIGURA 41 - Grupo D – Parede Oclusal 1000 X - maior aumento da foto-micrografia anterior mostrando em detalhes a interface resina/esmalte..... 117
FIGURA 42 – Grupo D – Parede Axial 1000 X – ausência de fendas na interface resina/ dentina..... 117

FIGURA 43 - Grupo D – Parede Cervical 350 X – irregularidades na interface resina/dentina com fenda inferior a 10µm..... 117
FIGURA 44 – Grupo D – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior 117

PRANCHA DE FIGURAS 9 - FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO E 118
FIGURA 45 - Grupo E – Parede Oclusal 350 X – interface resina/esmalte com adequada adaptação do material porém com áreas de falta de material no corpo da resina 118
FIGURA 46 - Grupo E – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando o imbricamento micromecânico do material 118
FIGURA 47 – Grupo E– Parede Axial 1000 X – falhas na interface resina / dentina com fenda superior 10µm..... 118
FIGURA 48 – Grupo E – Parede Cervical 350 X – falhas ao longo da interface resina/dentina superior a 10µm com fratura do substrato dentinário..... 118
FIGURA 49 - Grupo E – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior 118

PRANCHA DE FIGURAS 10 - FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO F..... 119
FIGURA 50 - Grupo F – Parede Oclusal 350 X – irregularidades na interface resina/esmalte com falhas de material no corpo da resina 119
FIGURA 51 - Grupo F – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior 119

FIGURA 52 – Grupo F – Parede Axial 1000 X – presença de fenda superior a 10µ m na interface resina/dentina 119
FIGURA 53 – Grupo F – Parede Cervical 350 X – fenda superior a 10µm ao longo de toda a interface resina/dentina 119
FIGURA 54 – Grupo F – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando em detalhes as irregularidades 119

PRANCHA DE FIGURAS 11 - FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO G..... 120

FIGURA 55 – Grupo G – Parede Oclusal 350 X - interface/resina esmalte com adequado imbricamento micromecânico e ausência de fenda 120
FIGURA 56 - Grupo G – Parede Oclusal 1000 X - maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando em detalhes a interface resina/esmalte.. 120
FIGURA 57 - Grupo G – Parede Axial 1000 X - interface resina dentina mostrando adequada adaptação do material..... 120
FIGURA 58 – Grupo G – Parede Cervical 350 X – interface resina/dentina sem a presença de fendas sugestivas de falhas na adaptação do material.. 120
FIGURA 59 – Grupo G – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior 120

PRANCHA DE FIGURAS 12 - FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO H..... 121
FIGURA 60 – Grupo H – Parede Oclusal 350 X – área de irregularidade na interface resina/esmalte inferior a 10μ porém sem comunicação com a superfície externa 121
FIGURA 61 – Grupo H – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da foto-micrografia anterior mostrando que a fenda limita-se a uma pequena área da restauração..... 121
FIGURA 62 – Grupo H – Parede Axial 1000 X - interface resina/dentina mostrando adequado imbricamento micromecânico dificultando a visualização da linha que une as duas superfícies..... 121
FIGURA 63 – Grupo H – Parede Cervical 350 X – interface resina/dentina com adequada adaptação do material sem a presença de fendas..... 121
FIGURA 64 – Grupo H – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da foto-micrografia anterior 121

LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS

GRÁFICO 1 - Distribuição dos percentis dos grupos I, II, III e IV nas paredes oclusais..... 101

GRÁFICO 2 - Distribuição dos percentis dos grupos V, VI, VII e VIII nas paredes oclusais 101

GRÁFICO 3 - Distribuição dos percentis dos grupos I, II, III e IV nas paredes cervicais..... 104

GRÁFICO 4 - Distribuição dos percentis dos grupos V, VI, VII e VIII nas paredes cervicais..... 104

TABELA 1 - Distribuição dos percentis e os valores mínimos e máximos obtidos em cada grupo na parede oclusal 100

TABELA 2 - Distribuição dos percentis e os valores mínimos e máximos obtidos em cada grupo na parede cervical..... 102

TABELA 3 – Mann-Whitney U para comparar dois a dois a distribuição dos graus de microinfiltração marginal dos grupos correspondentes na parede oclusal 106

TABELA 4 – Mann-Whitney U para comparar dois a dois a distribuição dos graus de microinfiltração marginal dos grupos correspondentes na parede cervical..... 107

RESUMO

O propósito deste estudo *In Vitro* foi avaliar a influência de dois sistemas adesivos e de duas técnicas de fotoativação na microinfiltração marginal de restaurações Classe V após preparo com alta rotação e condicionamento com laser de Er:YAG. Este estudo propôs-se ainda a verificar, através de microscopia eletrônica de varredura, a interface resina/dentina e resina/esmalte todos os grupos experimentais. Foram selecionados cento e doze terceiros molares inferiores os quais foram divididos em dezesseis grupos sendo oitenta dentes para o estudo da microinfiltração marginal (grupos I, II, III, IV, V, VI, VII e VIII) e trinta e dois para a análise através de microscopia eletrônica de varredura (grupos A, B, C, D, E, F, G e H). Em todos os grupos foram preparadas cavidades Classe V, sendo que nos grupos V, E, VI, F, VII, G, VIII e H, após o preparo cavitário, foi feito o condicionamento do esmalte e da dentina com laser de Er:YAG (Kavo Key Laser, 250mW, 3Hz, 300 impulsos). Os grupos I, A, V e E foram restaurados com o sistema Prime & Bond NT/Esthet X e fotoativados com luz halógena; os grupos II, B, VI e F foram restaurados com o sistema Prime & Bond NT/Esthet X e fotoativados com laser de Argônio (λ = 488nm); os grupos III, C, VI e G foram restaurados com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativados com luz halógena; e os grupos IV, D, VIII e H foram restaurados com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativados com laser de Argônio (λ = 488nm). Foi empregado o teste Mann Whintey para o estudo de microinfiltração marginal e os resultados mostraram diferenças significativas ($p<0,05$) em dentina entre os grupos condicionados com laser de Er:YAG quando o sistema restaurador foi alterado, mostrando menores níveis de infiltração do corante quando o sistema Single Bond/Z250 foi utilizado, independente da fonte de luz empregada (comparação entre os grupos V e VII e grupos VI e VIII). Estas diferenças foram constatadas à luz da microscopia eletrônica de varredura que mostrou nos grupos G e H ausência de fendas e uma maior lisura de superfície sugestivas de um melhor imbricamento micromecânico. Utilizando-se o sistema Single Bond o laser de Argônio apresentou menores níveis de microinfiltração marginal do que a luz halógena (comparação entre os grupos VII e VIII). Em todos os grupos restaurados com o sistema Prime & Bond NT/Esthet X foi verificada a presença de fendas na interface resina/dentina e resina/ esmalte, iguais ou superiores a 10µm. Nas condições experimentais deste estudo pôde-se concluir que o uso do sistema SingleBond/Z250 fotoativado com o laser de Argônio propiciou menores níveis de microinfiltração marginal e um excelente imbricamento micromecânico, observado sob microscopia eletrônica de varredura, sendo mais adequado para a realização de restaurações em cavidades Classe V condicionadas com laser de Er:YAG.

ABSTRACT

The purpose of this study In vitro was to evaluate the influence of two abrasive systems and two photoactivation techniques on marginal microleakage in Class V restorations prepared with high speed rotation and Er:YAG laser conditioning. Besides, this study intended to observe, through scanning electron microscopy, the interfaces resin/dentin and resin/enamel of all sample groups. A hundred twelve third human molars were selected and divided into sixteen groups, so that eighty teeth were destined to the study of marginal microleakage (groups I, II, III, IV, IV, VI, VII and VIII) and thirty-two to the analysis under scanning electron microscopy (groups A, B, C, D, E, F, G and H). In all the groups, Class V cavities were prepared with high speed rotation. In groups, V, E, VI, F, VII G, VIII and H, after cavity preparation, the enamel and the dentin were conditioned with Er:YAG laser (Kavo Key Laser, 250mj, 3Hz, 300 pulses). Groups I, A, V and E were restored with the Prime & Bond NT/Esthet X system and photoactivated with current visible light; groups II, B, VI and F were restored with the Prime & Bond NT/Esthet X system and photoactivated with Argon laser (λ = 488nm); groups III, C, VI and G were restored with the Single Bond/Z250 system and photoactivated with current visible light; and groups IV, D, VIII and H were restored with the Single Bond/Z250 system and photoactivated with Argon (λ = 488nm). Mann Whintey test was applied in order to study the marginal microleakage and the results showed significant differences ($p<0,05$) for the dentin in the groups that were conditioned with Er:YAG laser, when the restorative system was altered, showing lower levels of dye infiltration when the Single Bond/Z250 system was applied, regardless of the source of light used (comparison between groups V and VI and groups VI and VIII). These differences were verified under scanning electron microscopy, which showed the absence of cracks and higher smoothness on the surface in groups G and H, suggestive of better micromechanical imbrication. When the Single Bond system was applied, the use of Argon laser presented lower levels of marginal microleakage than the current visible light (comparison between groups VII and VIII). In all the groups restored with the Prime & Bond NT/Esthet X system, the presence of cracks of 10µm or more on the resin/dentin and resin/enamel interfaces was detected. In the experimental conditions of this study it is possible to conclude that the use of the SingleBond/Z250 system photoactivated with Argon laser provided lower levels of marginal microleakage and a adequate micromechanical imbrication on dentin, under scanning electron microscopy, and it seems to be more appropriated to restore cavities after Er:YAG laser conditioning.

1.0 INTRODUÇÃO

A moderna Odontologia restauradora tem agregado uma tecnologia promissora visando melhorar cada vez mais o desempenho de materiais quanto à biocompatibilidade e à capacidade de união aos tecidos duros dentais. Desde a utilização do condicionamento ácido do esmalte, preconizado por BUONOCORE na década de 50, novos conceitos, têm sido incorporados à prática clínica, com o propósito de aumentar a adesão e melhorar a qualidade do imbricamento micromecânico, especialmente entre a resina e a dentina.

Os sistemas adesivos desempenham um papel fundamental na qualidade da adesão devido à composição molecular bifuncional dos primers. Estas substâncias possuem um grupo hidrófilo, com afinidade com a dentina, e um grupo hidrófobo, com afinidade com a resina. O componente hidrófilo contém um polímero bifuncional, diluído em uma solução de acetona ou etanol. Quando o sistema adesivo é aplicado, a molécula bifuncional difunde-se entre as fibras de colágeno expostas encapsulando-as, enquanto o veículo, cetônico ou alcoólico, reage com a água presente no colágeno, volatilizando-a. A resina adesiva sem carga, penetra por sua vez na dentina preparada e polimeriza-se com o *primer* formando uma região de interdifusão entre o colágeno e a resina. Esta zona de interdifusão funciona como um parâmetro para verificar a adesão (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000).

Este mecanismo de adesão, bastante discutido na literatura e aparentemente simples, apresenta uma complexidade muito grande para funcionar na prática clínica por envolver uma série de fatores capazes de interferir, de forma

significativa, na formação da camada híbrida, o que predispõe, entre outros problemas, a microinfiltração marginal.

Dentre os fatores que têm sido apontados como coadjuvantes para a ocorrência da microinfiltração marginal merecem destaque a forma de preparo cavitário e a técnica de adesividade úmida, o tipo de resina composta a ser utilizada no que concerne à quantidade de carga inorgânica presente em sua composição, a formulação química do sistema adesivo no que se refere aos diferentes monômeros e aos solventes utilizados, a técnica de inserção da resina e a maneira de realizar a fotoativação, tanto em relação ao tempo quanto à fonte de luz utilizada.

A tecnologia laser preconizada para a realização de preparos cavitários em Dentística, tem sido considerada bastante efetiva para a ablação do esmalte e da dentina e seu desempenho, frente à microinfiltração marginal, tem sido persistentemente avaliado, especialmente em comparação à alta rotação. Os resultados têm sido controversos. Alguns estudos têm demonstrado níveis semelhantes entre o laser de Er:YAG e a alta rotação desde que o condicionamento ácido total tenha sido realizado em ambas as técnicas e que a cavidade seja umedecida através de substâncias a base de hidroximetil metacrilato (WRIGHT; MCCONNEL; KELLER;1993; RAMOS et al., 1996). Outras pesquisas apresentam resultados inferiores do laser em relação à alta rotação (ZEZELL et al., 1997; CORONA et al., 2003). A diversidade de respostas do laser de Er:YAG frente a estes estudos é uma característica marcante, tendo em vista que há muito ainda a ser investigado em relação ao mecanismo de interação com

os tecidos dentais. Sabe-se que o laser de Er:YAG apresenta uma grande afinidade com a água devido a seu comprimento de onda de 2940 nm. Durante a ablação, a luz é absorvida pela água e ocorre uma pressão interna devido à vaporização. Esta pressão gera microexplosões e conseqüente ejeção do substrato dental em forma de partículas microscópicas. A maior parte da energia é consumida no processo de ablação e apenas uma fração resulta em aquecimento dos tecidos remanescentes, podendo ser esta uma razão para os mínimos danos térmicos causados aos tecidos (KELLER; HIBST, 1989; KAYANO, 1991; VICKERS et al., 1992). Em microscopia eletrônica de varredura os resultados têm sido animadores, pois, o esmalte tem se apresentado com cristais claramente desobstruídos com padrão de superfície microrretentivo, favorável à adesão, e a dentina com túbulos parcialmente abertos, embora com algumas áreas de *smear layer* presentes. As dosagens de cálcio e fosfato de ambos os tecidos, antes e após a irradiação, tem sido mantidas dentro dos padrões de normalidade (HIBST; KELLER, 1994; DOSTÁLOVÁ et al., 1998). Os estudos de permeabilidade dentinária realizados por PECORA et al., 2000; BRUGNERA; 2001 e os estudos que demonstram a efetividade de o laser de Er:YAG remover a *smear layer* realizados por TAKEDA et al., (1998a), também tem sido promissores. No entanto, é necessário considerar, a qualidade dos tecidos dentais após a irradiação, especialmente da dentina, que é a variável crítica no processo de adesão. Isso porque a luz é absorvida pela água, presente na dentina e no esmalte, e pela hidroxiapatita carbonada. Embora os estudos tenham demonstrado que os níveis de cálcio e fosfato tenham se mantido os mesmos antes e após a irradiação, o arranjo estrutural destes íons e moléculas é modificado pelo processo

fotomecânico. Quando o laser atua no esmalte e na dentina ocorre um aumento na área de contato e uma alteração na energia de superfície. Os sistemas adesivos e todo o protocolo para restauração de cavidades foram desenvolvidos para serem aplicados em uma superfície que foi preparada com alta rotação, cuja remoção do tecido ocorre por corte em alta velocidade, portanto, completamente diferente da ablação pela luz laser. Torna-se fundamental estabelecer critérios que possam auxiliar na melhoria dos resultados de adesão à dentina com a utilização do laser de Er:YAG.

Na tentativa de buscar alternativas que possam minorar estes problemas o propósito deste estudo *In Vitro* é avaliar a influência de dois sistemas adesivos e duas técnicas de fotoativação na microinfiltração marginal em restaurações Classe V após preparo com alta rotação e condicionamento com laser de Er:YAG. Este estudo propõe-se ainda a analisar a interface resina/esmalte e resina/dentina através da microscopia eletrônica de varredura de todos os grupos experimentais.

2.0 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL E ADESÃO

O conceito de adesão dentinária foi estabelecido em meados de 1945 e foi caracterizada como um mecanismo que une dois materiais em íntimo contato através de uma interface. Nesta época foi desenvolvido pela indústria química um ácido glicorofosfórico dimetacrilato que permitiu aderir a resina à dentina. O primeiro relato clínico do produto foi realizado por KRAMER; MCLEAN (1952) os quais examinaram a adesão por microscopia óptica e perceberam que a superfície do adesivo manchava com hematoxilina muito mais facilmente que as superfícies controladas. Os autores sugeriram que esta reação incomum de manchamento indicava que o primer resinoso havia modificado a dentina.

O estudo de BUONOCORE (1955) foi um marco para fundamentar o conceito de adesão na Odontologia. Modificando a superfície do esmalte com auxílio de um ácido oxálico e um ácido fosfórico a 85% o autor verificou um aumento na adesão à superfície e sugeriu o desenvolvimento de materiais resinosos que tivessem propriedades adesivas, a modificação dos materiais existentes tornando-os adesivos, o uso de materiais adesivos cobrindo a interface dente/restauração e, a alteração da superfície dental, através de tratamento químico, para produzir uma nova superfície mais favorável à adesão.

NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA (1982) sugeriram um primer composto de uma molécula com um grupo funcional hidrófilo, que teria afinidade com a

dentina, e um grupo funcional hidrófobo (metacrilato) que teria afinidade com a resina. Estes monômeros continham OH e grupos aromáticos que não eram reativos com sais de cálcio para testar a teoria da adesão química.

Estes monômeros, no entanto, não penetravam na lama dentinária muito profundamente. A maior parte da força de união produzida com estes agentes eram de aproximadamente 5 MPA. Examinando os dois lados onde ocorria a adesão (dentina e resina) ao microscópio eletrônico de varredura verificava-se que estavam cobertos com partículas dentinárias sugerindo que esta força era entre o monômero e a lama dentinária (TAO et al., 1988).

Estas considerações tornaram evidente que para se alcançar uma força adesiva maior a lama dentinária deveria ser modificada ou removida porque os adesivos não eram capazes de penetrar de forma adequada. Isso estimulou o desenvolvimento de monômeros com maior capacidade de aderir aos substratos dentinários usando o sistema resinoso metilmetacrilato e tri-n-butil- borano, os quais são ingredientes dos sistemas adesivos adesivos disponíveis comercialmente como o MMA, HEMA, TEGDMA, UDMA, HPPM, HNPM, BisGMA, N2, NPG-GMA, MTYA, VBAc, 4-META, 4-AETA, 4-MET, MAC-10, MASA, PMDM, BPDM, Phenyl-P, Penta-P, MDP e VBPA.

NAKABAYASHI; WATANABE; GENDUSA (1992) investigando a adesão à dentina de uma resina modificada, descreveram um aumento da força adesiva nos espécimes tratados com primer contendo HEMA, revelando através de

microscopia eletrônica de varredura a formação de uma zona transicional entre a resina e a dentina (camada híbrida). O monômero adesivo envolveu as fibras colágenas expostas criando a camada híbrida, essencial para aumentar, de forma significativa, a força adesiva.

No mesmo ano NAKABAYASHI; TAKARADA investigaram a efetividade do tratamento de uma superfície dentinária com HEMA, previamente à aplicação do sistema adesivo e detectaram um aumento da força adesiva, a qual foi dependente do tempo de aplicação da solução. De acordo com os autores o HEMA promoveu o envolvimento das fibras colágenas, facilitando a formação da camada híbrida.

PASHLEY et al., (1993) observaram que a camada de esfregaço dentinário apresenta grande variação em sua espessura, indo de 0,05 a 10µm, com formato irregular e composição mineral e de colágeno, similar à matriz dentinária normal da qual foi criada, exibindo mais tarde desnaturação, dependendo como foi criada e a temperatura de corte. O condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 30seg removeu a *smear layer*, o *smear plug* e a dentina peritubular, numa profundidade de 5 a 10µm, dando uma conformação afunilada ao túbulo dentinário e ampliando sua luz de 1 para 3µm de diâmetro, se difundindo e desmineralizando a dentina intertubular, promovendo a exposição da rede de fibras colágenas. A secagem excessiva da dentina, com jato de ar promove o colapso ou condensação das fibras colágenas, diminuindo os espaços perifibrilares e a difusão da resina, prejudicando a adesão. As fibras colágenas poderão expandir-

se, através da aplicação de monômeros hidrofílicos como o HEMA, seguindo os princípios da adesão úmida. A incompleta penetração do adesivo na dentina desmineralizada promove uma área na base da camada híbrida, com colágeno desmineralizado e não reforçado por resina, criando uma zona frágil e suscetível à hidrólise e microinfiltração.

OWENS et al., (1995) relataram, em um estudo sobre microinfiltração marginal, que dentre os diversos fatores afetam a adesão dos sistemas adesivos à dentina pode-se destacar o tamanho, densidade e comprimento dos túbulos dentinários; smear layer; esclerose dentinária; tamanho e forma da lesão a ser restaurada; estrutura do esmalte e dentina; capacidade de flexão e localização do elemento dentário; estresses oclusais; idade do paciente; baixa energia de superfície da dentina; conteúdo orgânico da dentina e movimento dos fluidos dentinários (teoria hidrodinâmica). Os autores concluíram que o condicionamento do esmalte para posterior aplicação de um agente adesivo continua sendo um procedimento clínico muito efetivo.

SAUNDERS; SAUNDERS (1996) avaliaram a microinfiltração marginal em cavidades Classe V, restauradas com três agentes adesivos utilizados em dentina úmida ou seca. Os resultados demonstraram que em todos os grupos ocorreu microinfiltração nas margens de esmalte e dentina. Houve menor infiltração na dentina quando a técnica úmida foi usada.

TAY; GWINNETT; WEY (1996b) investigaram as diferenças morfológicas entre técnicas de adesão úmida e seca e estudaram as características interfaciais resultantes quando o sistema adesivo é aplicado sob diferentes condições de umidade. Os autores delinearam a chamada “janela de oportunidade”, durante a qual, uma ótima permeabilidade da dentina intertubular e intratubular, é simultaneamente alcançada. Os resultados deste estudo demonstraram que uma secagem leve causou uma infiltração intertubular incompleta da resina. A infiltração ótima foi encontrada quando a rede de fibras colágenas foi mantida úmida e se mostrou relativamente não afetada pela presença de excesso de umidade. Entretanto, a infiltração da resina foi severamente comprometida na presença de excesso de água nos túbulos. De acordo com os autores, para a obtenção de uma integridade marginal ótima, é necessário a manutenção da umidade da rede fibrilar desmineralizada, com completa evaporação do excesso de água dos tecidos, antes da polimerização do sistema primer / adesivo.

Segundo PASHLEY; CARVALHO (1997) a adesão não ocorre uniformemente e diversos fatores podem estar relacionados a uma melhor ou pior qualidade de adesão como as diferentes espessuras da smear layer, diferentes graus de condicionamento ácido, umidade do substrato e contração de polimerização da resina. A falha da infiltração resinosa na rede colágena desmineralizada (permeabilidade intertubular) resulta em baixa resistência adesiva e maior suscetibilidade da degradação da fibrila colágena não protegida. Se a resina não penetra e sela adequadamente os túbulos dentinários abertos (permeabilidade

intratubular), há grande risco de sensibilidade dentinária e irritação pulpar, decorrentes da infiltração de toxinas bacterianas.

SWIFT; BAYNE (1997) propuseram um estudo in vitro a fim de comparar a resistência adesiva ao cisalhamento, sobre diferentes condições de umidade da superfície, dos diferentes sistemas adesivos monocomponentes: Single Bond (SB), One Step, Prime & Bond (PB) e um sistema adesivo convencional, o Scothbond Multi-Purpose (SBMP). Tanto o SBMP quanto o SB são adesivos que não contém acetona, sendo menos sensíveis aos graus de umidade da dentina por possuírem água na composição, enquanto o One Step e PB contêm acetona, um efetivo evaporador de água, o que pode apresentar menor resistência adesiva. Os autores concluíram que cada um dos sistemas estudado alcançou valores médios em torno de 20 MPa, pelo menos em uma das condições, o que é muito importante, já que a resistência adesiva ao cisalhamento de 17 a 24 MPa é requerida para resistir às forças de contração de polimerização da resina composta.

KANKA (1997) explica que a inclusão do HEMA em sistemas adesivos é capaz de gerar forças de adesão para a dentina condicionada, similares ao esmalte condicionado. A água presente na superfície dentinária promove condições para uma efetiva atuação de primers hidrófilos, aumentando a força adesiva.

KÄLIN et al., (1998) propuseram um estudo usando criopreparação seguida de microscopia eletrônica de varredura em baixa temperatura, a fim de investigar cada estágio na aplicação dos sistemas adesivos na superfície dentinária. Dentre os sistemas utilizados (Prime & Bond 2.1; Coltene Experimental e Syntac Single Component) encontrou-se os melhores resultados com o Coltene Experimental que possui em sua composição o HEMA, determinando sua melhor capacidade de molhamento e penetração na dentina desmineralizada do que o P&B 2.1 que contém PENTA. Os autores recomendaram a aplicação de duas camadas de adesivos quando se utiliza o sistema de frasco único como forma de melhorar a qualidade da superficie.

SUZUKI; GONZATTO; SAMUEL (1998) estudaram a correlação entre força adesiva e microinfiltração utilizando vinte molares humanos hígidos, que foram seccionados no sentido do seu longo eixo e os fragmentos foram unidos com resina composta e com o sistema adesivo indicado. Após a união, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de tração e após a separação dos fragmentos foram analisados com auxílio de um microscópio. Os resultados indicaram que houve uma forte correlação negativa entre os testes, ou seja, quanto maior a força de união, menor o nível de microinfiltração.

PERDIGÃO; LOPES (1999) afirmaram que com os sistemas adesivos auto-condicionantes, há o simultâneo condicionamento ácido e aplicação do primer na superfície dental, simplificando a técnica de adesão, não necessitando de lavagem

e secagem posterior, reduzindo a possibilidade de excesso de secagem, que influencia negativamente no mecanismo de adesão.

Um estudo realizado por PERDIGÃO et al., (1999), procurou avaliar as forças de união e caracterizar o efeito da secagem e subseqüente re-molhagem da dentina, com 35 % de HEMA em água, a um nível ultraestrutural. Para tal, três sistemas adesivos (SingleBond, OptiBond e Prime&Bond) foram analisados no que diz respeito à força de resistência ao cisalhamento, sob três condições experimentais de superfície: dentina mantida molhada (M), dentina seca (D) e dentina seca re-umedecida com Aqua Prep (AQ). Para todos os espécimes tratados com solução aquosa de HEMA a camada híbrida recuperou a estrutura fibrilar que tinha sido perdida após a secagem. Como o HEMA aumenta a resistência à desmineralização da dentina, uma performance em longo prazo de superfícies adesivas que tenham sido previamente impregnados com HEMA, pode ter vantagens clínicas.

O objetivo deste estudo de PASHLEY (2000) foi desenvolver um macromodelo de camada de dentina desmineralizada que foi formada após condicionamento ácido e determinar se a quantidade de apreensão do HEMA foi devido à secagem com ar. Os autores calcularam o coeficiente de permeabilidade da dentina desmineralizada por HEMA e afirmaram que o coeficiente obtido na dentina seca é apenas 4,1 % do coeficiente de permeabilidade obtido na dentina desmineralizada molhada expandida. Os resultados indicam claramente que o estado de hidratação

das matrizes de dentina desmineralizada determina a quantidade de apreensão do HEMA.

Visando coletar dados que possam explicar as vantagens das técnicas de adesão dentinária, molhada ou seca, e entender de forma mais clara este mecanismo, NAKABAYASHI; HIRANUMA (2000) selecionaram discos de dentina de bovino e os trataram com ácido cítrico 10 % e/ou cloreto ferroso 3 % em diferentes condições de umidade. Em todos os grupos, foram aplicados um primer, baseado em acetona, e um adesivo, baseado em 4-META. Os testes de tração foram realizados e os resultados foram analisados em microscopia eletrônica de varredura. O maior valor de força adesiva foi obtido no grupo condicionado por ambas as soluções, mantendo-se a superfície molhada, enquanto o mais baixo correspondeu ao grupo condicionado apenas com ácido cítrico com substrato seco, onde foi detectada a presença de colapso nas fibras colágenas.

Em 2001, AL-EHAIDEB; MOHAMMED estudaram a microinfiltração de adesivos tipo frasco único (Bond 1 - J/P Inc Wallingford; Single Bond - 3M; Prime & Bond 2.1 - Caulk/Dentsply; Tenure Quick with fluoride - DenMat e One Step - Bisco) tendo como grupo controle o Tenure All Surface Bonding System (DenMat). Cavidades tipo classe V foram preparadas na junção cemento-esmalte de sessenta pré-molares humanos extraídos s autores concluíram que nenhum dos agentes adesivos testados foi consistentemente capaz de resistir às forças produzidas durante a polimerização e/ou termociclagem, especialmente na margem gengival.

SANARES et al., (2001) examinaram a eficácia dos adesivos Prime & Bond NT, OptiBond SOLO, Single Bond ou One-Step na adesão de resinas ativadas quimicamente e ativadas por luz halógena em função do pH. A resistência à tração foi registrada e as falhas foram classificadas usando uma lupa estereoscópica. Os resultados mostraram falhas ao longo da interface compósito-adesivo com microporosidades na superficie, com diferenças significativas, especialmente na resina quimicamente ativada, sugerindo a ocorrência de uma interação entre a camada não polimerizada dos monômeros resinosos acídicos e os componentes iniciadores das resinas compostas quimicamente ativadas.

HASHIMOTO et al., (2002) analisaram a superfície fraturada da interface resina-dentina quando o adesivo era utilizado em superfície seca ou úmida. O teste de micro-tração foi aplicado com os sistemas Single Bond e All Bond 2 e concluíram que quando superfície dentinária era mantida úmida não havia diferenças entre os adesivos utilizados e que a resistência adesiva era maior em superfície úmida do que em superfície seca. O maior número de falhas nas superfícies fraturadas foram classificadas como falhas coesivas do adesivo e da resina, quando a superfície era úmida e falhas no topo da camada híbrida quando a superfície era seca.

Este estudo procurou determinar de que maneira a rugosidade da superficie das paredes internas de uma cavidade Classe V preparada com broca carbide,

broca diamantada de granulação média ou de granulação fina pode afetar o grau de microinfiltração marginal das restaurações. As superfícies vestibular e lingual de quarenta e cinco molares humanos extraídos foram divididas em três grupos de trinta elementos. Cavidades Classe V foram realizadas utilizando os três tipos de brocas. Em todos os casos a microinfiltração marginal foi maior em dentina do que em esmalte. Não houve diferenças significativas entre os grupos em relação aos tipos de brocas empregadas para a realização dos preparos cavitários (SHOOK et al., 2003).

OSORIO et al., (2003) avaliaram a microinfiltração marginal e a interface das restaurações através de microscopia eletrônica de varredura e microscopia eletrônica de transmissão, de três sistemas adesivos em restaurações de resina Classe V. Dois sistemas adesivos contendo primers acídicos: Clear Se Bond (CSEB) e Etch & Prime 3.0 (E&P) foram comparados com um sistema baseado em água: Scotchnond Multipurpose Plus (SBMP). As cavidades Classe V foram realizadas na junção cemento-esmalte de molares humanos extraídos os quais foram divididos em três grupos. A resina composta foi inserida e fotoativada por 40 segundos e polida. Após imersão em corante a microinfiltração marginal foi avaliada e os resultados mostraram que o CSEB apresentou os mais baixos valores de penetração do corante dos três adesivos. As microscopias mostraram a presença da lama dentinária e a formação de tags de resina em todos os grupos.

YAZICI, et al., (2003) avaliaram a microinfiltração marginal de restaurações Classe V utilizando-se três tipos de resina de baixa viscosidade comparando-se em relação aos seus respectivos sistemas adesivos ou marcas diferentes. As cavidades Classe V foram preparadas nas margens oclusais em esmalte e cervicais em dentina nas superfícies vestibular e lingual de quarenta e oito molares humanos hígidos. Os dentes foram divididos em três grupos iguais de dezesseis elementos cada. Os primeiros oito dentes de cada grupo foram restaurados com um dos seguintes materiais (Filtek Flow, Dyract Flow, Admira Flow) usando os adesivos recomendados pelo fabricante (Single Bond, Prime & Bond NT, Admira Bond) e os oito espécimes restantes foram restaurados com um adesivo de outra marca (Gluma Comfort Bond). Após a termociclagem e imersão em fuccina básica os espécimes foram analisados em lupa esteroscópica. Não houve diferenças significativas em esmalte em todos os grupos testados. Em dentina as diferenças foram significativas. O sistema Admira Flow/Admira Bond mostrou a maior microinfiltração marginal na margem cervical. Quando este sistema foi utilizado com o adesivo de outra marca as diferenças em esmalte e em dentina foram significativas. Nos demais grupos não houve diferenças significativas tanto em esmalte quanto em dentina, utilizando o respectivo adesivo ou adesivo de outro fabricante.

BEDRAN-de-CASTRO et al., (2004) avaliaram a influência da termociclagem na microinfiltração marginal nas margens cervicais de restaurações proximais e a força de resistência adesiva na suprficie dentinária. Para o teste de microinfiltração

marginal cento e vinte restaurações foram realizadas em incisivos bovinos. Estas restaurações foram divididas em grupos de trinta: o grupo controle (nenhuma termociclagem); termociclagem (2000 ciclos, 5ºC e 55ºC) ciclagem mecânica (50000 – 80 N) e ciclagem térmica e mecânica (2000 ciclos, 5ºC e 55ºC e 50000 – 80 N). Após imersão em azul de metileno os espécimes foram seccionados longitudinalmente e avaliados em lupa estereoscópica com aumento de 45X e os resultados submetidos ao teste de Kruskal-Wallis. Para a avaliação da força de resistência adesiva, oitenta incisivos bovinos foram polidos para que fosse obtido disco de dentina, restaurados com o Single Bond e resina composta e em seguida inseridos em uma matriz de teflon bipartida. Os espécimes foram divididos da mesma maneira que no ensaio de microinfiltração marginal. A força de resistência adesiva foi mensurada em uma máquina de testes universal com uma velocidade de 0,5mm/minutos. Os dados foram avaliados pela ANOVA. Nenhuma diferença significativa foi encontrada em relação à termociclagem, tanto mecânica quanto térmica, ou mesmo a combinação de ambas, na microinfiltração marginal e na força de resistência adesiva.

O propósito de um estudo *In Vitro* realizado por BRACKETT et al., (2004), foi comparar a microinfiltração marginal de restaurações Classe V utilizando um sistema adesivo auto condicionante de pH elevado, um sistema autocondicionante de pH intermediário e um sistema composto de primer e condicionador separados. As restaurações de resina composta foram realizadas em cavidades Classe V de terceiros molares humanos extraídos utilizando os sistemas Prompt L-Pop (alto

pH), One-Up Bond F (pH intermediário) e o ScotchBond Multi_Purpose (primer e condicionador separado). Os dentes foram termociclados com 1000 ciclos com 5ºC e 55ºC em banhos de um minuto e subsequentemente imersos em corante (azul de metileno). Os níveis de microinfiltração marginal foram analisados usando uma análise de variância com nível de significância de 5%. Foi encontrada uma microinfiltração marginal com incidência de 30% utilizando-se os dois sistemas autocondicionantes e de 50% com o sistema de dois passos em dentina, no entanto estas diferenças não foram significativas.

2.2 LASER

Considera-se que a história do laser começou em 1917 com a publicação de "On The Quantum Theory of Radiation" por EINSTEN, segundo a qual, a incidência de luz na matéria poderia causar uma emissão adicional de luz conhecida como emissão estimulada. O princípio desta emissão partia do pressuposto de que a emissão da luz por um átomo pode ser estimulada pela própria radiação incidente, ou seja, a presença de um fóton indutor de energia que, interagindo com um átomo em seu estado excitado, resultaria na liberação de dois fótons induzidos. Esse processo se repete e pode ser refletido dentro de um tubo, resultando numa cadeia de emissão de fótons coerentes, que é a amplificação da emissão inicial. Este sistema de emissão de onda permite a obtenção de um feixe de luz altamente concentrado, coerente e monocromático, cuja descoberta revolucionou a ciência em seus mais diversos campos.

O desenvolvimento do laser dependeu da participação de inúmeros investigadores, durante várias décadas, sendo que dois cientistas americanos (SCHAWLOW e TOWNES) e dois cientistas russos (BASOV e PROJOV), apresentaram quase que simultaneamente, trabalhos que demonstraram a possibilidade de se construir aparelhos capazes de emitir esse tipo de luz. Pelo brilhante feito, os quatro cientistas dividiram o premio Nobel de Física, em 1964. TOWNES, C. desenvolveu um protótipo que passou a ser chamado MASER

(Microwave Amplificated by Stimulated Emisson of Radiation) que significa amplificação de microondas por emissão estimulada de radiação o qual, seria a base para a construção do primeiro laser (GORDON et al., 1955).

Em 1960 MAIMAN desenvolveu uma técnica de bombeamento óptico que foi aplicada a um cristal de rubi, excitado através de uma lâmpada fotográfica, flash de alta potência, tendo como resultado a amplificação da emissão estimulada, criando o LASER (Light Amplificated by Stimulated Emission of Radiation), que significa amplificação de luz por emissão estimulada de radiação. Esta descoberta foi um marco na história da humanidade e abriu um leque de possibilidades de utilização em diversos campos da Biofísica, da Medicina, da Odontologia e da Indústria, revolucionando todos os conceitos conhecidos até o momento.

O avanço das pesquisas a partir de então foi notório. Em 1961 JAVAN et al., construíram o primeiro laser não cirúrgico de He-Ne que passou a ser aplicado no tratamento de lesões dos tecidos moles com a finalidade de promover bioestimulação. No mesmo ano surgiu o laser de Nd:YAG desenvolvido por JOHNSON (1961) o qual foi aplicado para o tratamento de cáries e desinfecção do canal radicular. Três anos depois, PATEL et al., (1964) criaram o laser de dióxido de carbono (CO_2) aplicado em cirurgia com efeitos bastante expressivos quanto à capacidade de estimular o processo de cicatrização de feridas. (PINHEIRO; BRUGNERA JÚNIOR, 1998).

Cada um destes sistemas está localizado dentro de um espectro de luz compatível com o comprimento de onda e, conseqüentemente de uma cor que varia do visível ao infravermelho. Em função das características peculiares a cada um apresentam efeitos diversos sobre os tecidos podendo funcionar como um sistema para atuar realizando corte ou ablação ou para promover biomodulação no processo de reparo.

Os estudos com laser de CO_2 na área de cirurgia foram realizados por PINHEIRO et al., (2002) com êxito. Os autores compararam histologicamente os efeitos do laser e do gluconato de clorexidina a 4% em estafilococos *aureus* infectados. Trinta e seis ratos foram infectados e tratados durante seis dias da seguinte maneira: no grupo I a clorexidina foi aplicada na superfície durante um minuto; no grupo II foi feita a irradiação com laser de CO_2 mantendo-se os debris e no grupo III foi feita a irradiação com laser de CO_2 removendo-se os debris. Sete dias depois os animais foram sacrificados e submetidos à avaliação em microscopia óptica. Os resultados mostraram que os grupos tratados com clorexidina apresentaram um quadro inflamatório mais pronunciado do que o observado com laser de CO_2, especialmente quando os debris eram removidos.

Na área de Dentística, no entanto, os resultados não foram promissores, pois após a irradiação a superfície dentinária apresentava-se com áreas cristalizadas, fissuras e irregularidades, além de elevada temperatura, o que limitava a aplicação clinica para a realização de preparos. Houve, portanto a necessidade de desenvolver um sistema laser capaz de ablacionar os tecidos duros dentais de

forma efetiva, sem causar danos térmicos ou aumentos indesejáveis de temperatura.

2.2.1 LASER de Er:YAG

O laser de Er:YAG (cristal de ítrio-alumínio-granada dopado com érbio) foi utilizado pela primeira vez para ablacionar os tecidos duros dentais por HIBST; KELLER (1988). A profundidade e o diâmetro das cavidades foram mensurados e examinados através de microscopia eletrônica de varredura e pôde-se constatar a efetividade na ablação de esmalte e dentina e poucos danos aos tecidos adjacentes. Não foram observados sinais de fusão, carbonização e fissuras sugestivas de aumentos indesejáveis de temperatura. De acordo com os autores o vapor produzido pela energia do laser gera uma pressão interna com microexplosões e conseqüente ejeção de substrato em forma de partículas microscópicas. A maior parte da energia é consumida no processo de ablação e apenas uma fração da energia resulta em aquecimento dos tecidos remanescentes, podendo ser esta uma razão para os mínimos danos térmicos causados aos tecidos.

Os estudos passaram a enfocar as alterações de temperatura como forma de quantificar os aumentos que ocorriam durante a irradiação e se estas alterações eram compatíveis com a manutenção da integridade do complexo dentino-pulpar. Parâmetros de energia mais adequados para o preparo passaram a ser, paulatinamente estabelecidos.

Procurando avaliar as alterações de temperatura na câmara pulpar de dentes humanos preparados com laser de Er:YAG, HOKE et al., (1990), utilizando a refrigeração com água durante o processo de ablação, observaram um aumento médio de temperatura da ordem de 2,2 ºC. Como já havia sido estabelecido em estudos anteriores que a temperatura máxima aceitável não poderia exceder 5 ºC os autores consideraram adequados os parâmetros utilizados e enfatizaram a necessidade de utilizar um fino jato de água durante a irradiação como forma de aumentar a eficiência da ablação do laser de Er:YAG.

Para determinar a profundidade de ablação no esmalte e dentina de dentes humanos extraídos (cortados transversalmente), um laser pulsado de Er:YAG foi usado num estudo realizado por LI et al., (1992). Energia de pulso variando de 25 a 365 mJ com taxa de repetição de 2 e 5 Hz foram utilizados pelos autores que observaram mínimo efeito térmico no esmalte e dentina com densidade de energia abaixo de 80 J/cm^2 e 74 J/cm^2, respectivamente. Os autores concluíram que quando se utilizou taxas de repetição de 2 e 5 Hz, mínimo efeito térmico do esmalte e da dentina foi promovido durante a ablação efetiva pelo uso do laser de Er:YAG. O aspecto microretentivo observado em microscopia eletrônica de varredura foi indicado como benéfico para procedimentos restauradores adesivos.

Para investigar os efeitos das taxas de repetição utilizando o laser de Er:YAG KELLER; HIBST (1995) prepararam cavidades em trinta e seis molares e pré-molares de cães isentos de cáries com energia de 500 mJ por pulso, com 250 µs

e taxas de repetição de 1,5 a 4 Hz, com ou sem refrigeração. Uma condição de normalidade foi observada em cortes histológicos entre 2, 4 e 6 semanas mesmo utilizando energia de 4 Hz com refrigeração. Na ausência de água, mesmo com 2 Hz de freqüência ocorreu necrose pulpar Concluiu-se que para taxas de repetição maiores que 2 Hz é imprescindível a utilização de um sistema de refrigeração com água durante o preparo com laser de Er:YAG para evitar causar danos térmicos à polpa.

Estabelecidos alguns parâmetros considerados adequados para a atuação do laser de Er:YAG para ablacionar o esmalte e a dentina os estudos voltaram-se para a adesão dos materiais adesivos à estrutura dental após a irradiação. A necessidade de prover melhores condições de adesividade deve-se às diferenças estruturais que se seguem após a utilização do laser de Er:YAG, diferenças bastante expressivas quando comparadas ao sistema convencional de preparo com alta rotação, especialmente quando observadas à luz da microscopia eletrônica de varredura . Neste ínterim a microinfiltração marginal teve espaço como um ensaio capaz de avaliar de que maneira o imbricamento micromecânico entre a resina e o dente era influenciado pela irradiação com o laser. Além da microinfiltração marginal as pesquisas enfatizaram a morfologia do esmalte e da dentina após a irradiação observando se a estrutura resultante proveria condições adequadas para a adesividade.

VISURI et al., (1995) estudaram os efeitos do condicionamento com o laser de Er:YAG, na adesão da resina composta à superfície dentinária de molares humanos. As superfícies dentais foram desgastadas com broca de carbide em alta rotação ou com o laser de Er:YAG , com spray de ar/água com fluxo de água de 24ml/min. O teste de cisalhamento mostrou que os valores de adesão para as superfícies tratadas com o laser de Er:YAG (12,3MPa) foram estatisticamente superiores à alta rotação (8,4MPa), sem a realização do condicionamento ácido.

KATAUMI et al., (1996) avaliaram, através de microscopia eletrônica de varredura e teste de tração, os efeitos do condicionamento, do substrato dentinário irradiado com o laser de Er:YAG, com ácido fosfórico ou com o primer auto-condicionante. As superfícies dentinárias de dentes bovinos, desgastadas com lixas abrasivas de granulação 600, foram tratadas com o laser de Er:YAG, focalizado, com 50, 125 e 200mJ/pulso de energia e taxa de repetição de 10Hz, e posteriormente, condicionadas ou não com ácido fosfórico e aplicação do sistema adesivo, ou então, condicionadas ou não com o primer auto-condicionante. Os resultados mostraram maiores valores de adesão para as superfícies condicionadas com o ácido (11 MPa) que o primer auto-condicionante (8 MPa). Este apresentou maiores valores de adesão para a menor energia por pulso (50mJ) com alteração do padrão morfológico superficial criado pelo laser de Er:YAG na dentina.

A adesão da resina composta à dentina foi testada quanto à resistência ao cisalhamento em dentes preparados convencionalmente com brocas e preparados com laser de Er:YAG, com taxa de repetição de 6 Hz e energia de 350 mJ por pulso, seguidos ou não de condicionamento ácido subseqüente. Em todas as amostras foram aplicados um *primer*, um adesivo dentinário e a resina composta, os quais foram curados com laser de argônio visando padronizar a polimerização. As amostras de todos os grupos foram preparadas tanto para o teste de resistência ao cisalhamento quanto para microscopia eletrônica de varredura. Os resultados deste estudo demonstraram que os espécimes irradiados com laser apresentaram maiores resultados com relação à resistência ao cisalhamento quando comparados com os espécimes preparados com laser e condicionados com ácido, preparados com alta rotação e condicionados com ácido. A análise da microscopia eletrônica de varredura das superfícies mostrou túbulos dentinários abertos tanto nos casos de irradiação com laser quanto após o condicionamento ácido. Concluiu-se que o preparo da dentina com laser de Er:YAG propiciou uma superfície adequada para uma forte adesão de compósitos (VISURI et al., 1996).

DOSTÁLOVÁ et al. (1998) compararam os efeitos da ablação do laser de Er:YAG com os métodos convencionais de preparo com alta rotação. Vinte dentes humanos extraídos foram utilizados e preparados com alta rotação e laser de Er:YAG (400 mJ, 2 Hz e 200 pps). A análise em microscopia eletrônica de varredura dos espécimes preparados convencionalmente mostrou esmalte com

aspecto polido e dentina com presença de smear layer, enquanto os preparados com laser apresentaram cavidades de superfície rugosa, túbulos dentinários abertos e sem smear layer. Os autores concluíram que é possível a realização de preparos cavitários com laser de Er:YAG com forma semelhante aos preparos realizados convencionalmente com alta rotação, porém com uma superfície rugosa e sem a lama dentinária, podendo, portanto, ser considerado um sistema promissor para esta finalidade.

MORITZ et al., (1998) realizaram um estudo comparando métodos convencionais e inovadores de condicionamento do esmalte e da dentina. Os autores relataram que a irradiação laser pode causar rugosidades nas superfícies de esmalte e dentina vantajosas para a adesão das restaurações de resina composta. O condicionamento das cavidades com o laser de Er:YAG mostrou resultados similares às cavidades atingidas pelo condicionamento ácido exibindo forças de adesão absolutamente comparáveis.

Com a finalidade de comparar a microinfiltração na interface dentina-resina e esmalte-resina após o tratamento com o laser de Er:YAG ou o condicionamento ácido, JEAN et al., (1998) prepararam cavidades tipo classe V nas superfícies vestibular e lingual de quinze dentes humanos extraídos. Os grupos foram tratados com ácido fosfórico a 37% ou irradiados com o laser de Er:YAG (200 mJ/pulso; 4 Hz para o esmalte e 140 mJ/pulso; 4 Hz para a dentina). Os resultados da avaliação pela penetração do corante na interface dente-material

restaurador mostraram que a microinfiltração obtida com o tratamento com o laser de Er:YAG foi significantemente maior do que a encontrada nos dentes condicionados com o ácido fosfórico.

Em 1998, MISERENDINO avaliou a microinfiltração marginal de cavidades preparadas com o laser de Er:YAG em comparação às preparadas com alta rotação e condicionado com ácido fosfórico a 37%. O autor concluiu que não houve diferenças significativas nos resultados da infiltração marginal ao redor das restaurações entre os grupos tratados. Sugeriu-se que o laser de Er:YAG seria uma alternativa viável para tratamentos convencionais.

Em 1999, BLANKENAU et al., avaliaram a microinfiltração interfacial em cavidades tipo Classe V realizadas com o laser de Er:YAG comparadas a outras preparadas pelo corte rotatório convencional. Quarenta dentes humanos extraídos foram divididos em quatro grupos: preparado com a alta rotação e restaurado com condicionamento ácido; restaurado sem a aplicação prévia do condicionamento ácido; preparados com o laser de Er:YAG e restaurados com e sem o condicionamento ácido. Os autores concluíram que o tratamento da superfície dentária com o laser de Er:YAG pode evitar a necessidade de condicionamento ácido no esmalte antes da aplicação do adesivo, já que um aspecto microretentivo é obtido através da irradiação pelo laser de Er:YAG.

OTSUKI et al., (2000) avaliaram, através de testes de tração, a resistência adesiva do sistema simplificado Single Bond à superfície dentinária irradiada com o laser de Er:YAG (300mJ; 4Hz), realizando ou não o condicionamento com ácido fosfórico 35% por 15seg ou 60seg. Foi observado que o condicionamento com ácido fosfórico (15seg- 7,5MPa e 60seg- 9,1MPa) promoveu maiores valores de adesão que a não realização do condicionamento ácido (4,2MPa). A microscopia eletrônica de varredura mostrou algumas regiões do esmalte, irradiado pelo laser, que resistiram à desmineralização pelo ácido fosfórico 35%.

O propósito de um estudo in vitro realizado por ZUMAÊTA (2000) foi avaliar a microinfiltração marginal de cavidades Classe V preparadas com laser de Er:YAG e com alta rotação (AR) frente ao uso de substâncias re-umedecedoras (primer - p ou água destilada - AD), utilizando-se ou não o condicionamento ácido (CA). Foi realizada a análise morfológica do esmalte e dentina através de microscopia eletrônica de varredura e análise química de Ca e P por energia dispersiva de raios X. Para o estudo da microinfiltração cinqüenta e um terceiros molares foram divididos em 09 grupos: grupo I (AR + CA); grupo II (AR + CA + p); grupo III (AR + CA + AD); grupo IV (Er:YAG + CA); grupo V (Er:YAG + CA + p); grupo VI (Er:YAG + CA + AD); grupo VII (Er:YAG); grupo VIII (Er:YAG + p) e grupo IX (Er:YAG + AD). Para a análise morfológica e química foram utilizados seis terceiros molares divididos em dois grupos: grupo A (AR) e grupo B (Er:YAG). Foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney para o estudo da microinfiltração e de Friedmann para a análise morfológica e química. Os resultados mostraram que o re-umedecimento, com primer ou com água destilada, melhoraram o desempenho

frente à microinfiltração marginal, quando utilizou-se o condicionamento ácido, especialmente nos grupos preparados com laser. A MEV dos grupos preparado com alta rotação mostrou o esmalte com aspecto de polido com a presença de detritos, enquanto a dentina apresentou-se com túbulos ocluídos e presença de smear layer. Os grupos preparado com laser apresentaram esmalte com cristais desobstruídos e margens cavitárias em camadas e a dentina com túbulos dentinários parcialmente abertos e com uma pequena quantidade de smear layer. Não foram observadas áreas de fusão ou carbonização sugestivas de aumentos indesejáveis de temperatura. Não foram encontradas diferenças significativas na proporção entre Ca/P no esmalte e na dentina.

A avaliação da permeabilidade da dentina do canal radicular após instrumentação de irradiação com laser de Er:YAG foi realizada por PECORA et al., 2000. Para esta finalidade foram selecionados vinte e cinco dentes os quais foram divididos em cinco grupos: no grupo I foi realizada a instrumentação com água, no grupo II com hipoclorito, no grupo III com água e irradiação com laser de Er:YAG, no grupo IV com hipoclorito e irradiação com laser de Er:YAG e no grupo V instrumentação até o instrumento de número 20 e irradiação com laser de Er:YAG. Os resultados mostraram um maior aumento de permeabilidade nos grupos preparados com água e irradiados com laser de Er:YAG.

NAVARRO (2001) realizou um estudo In Vitro para avaliar a influência da irradiação do esmalte e da dentina com laser de Er:YAG utilizando diferentes

parâmetros de energia, comparando com o desgaste com lixa 600 na resistência adesiva de um sistema autocondicionante. A microscopia eletrônica de varredura mostrou que o primer aplicado após o laser de Er:YAG promoveu alterações no padrão morfológico criado pelo laser. De acordo com o autor houve influência do laser em relação à resistência adesiva tanto em esmalte quanto em dentina, sendo que sua eficiência foi maior quanto utilizada uma menor densidade de energia.

Um estudo para comparar a microinfiltração marginal de restaurações de Classe V com condicionamento das paredes cavitárias com ácido, laser ou laser e ácido, foi proposto por CEBALLOS et al., 2001. Dezoito terceiros molares foram divididos em três grupos: grupo I (as cavidades foram tratadas com ácido fosfórico a 35%); grupo II (irradiadas com o laser de Er:YAG com 250mJ em dentina; 300mJ em esmalte; 2Hz e refrigeração); grupo III (mesmo protocolo do grupo II incluindo o condicionamento com ácido). Os resultados mostraram que apenas a irradiação do esmalte não é uma alternativa válida como um pré-tratamento do condicionamento ácido para adesão de resinas compostas. O condicionamento ácido sozinho mostrou uma baixa microinfiltração na margem oclusal. Não foram encontradas diferenças na microinfiltração nas paredes gengivais.

BURNETT et al., (2001) avaliaram In Vitro, a resistência à tração do adesivo Single Bond sobre superfícies dentinárias tratadas com alta rotação, laser Er:YAG e abrasão a ar. Utilizaram molares humanos extraídos, e na dentina, após aplicação do ácido fosfórico a 35% e lavagem, o adesivo Single Bond foi aplicado.

Logo após um cone de resina composta foi construído para permitir o teste de resistência à tração. Após o tracionamento dos espécimes os autores observaram que não ocorreram diferenças entre os três grupos, quando o Single Bond foi usado depois do condicionamento com ácido fosfórico a 35%. Os resultados sugerem que a resistência à tração do Single Bond é a mesma, independente do tipo de tratamento dentinário: alta rotação (17.52 MPa), laser Er:YAG (16.65 MPa) e abrasão à ar (15.83 MPa) sem diferenças significatias entre os grupos testados.

Em 2001, CORONA et al., avaliaram a microinfiltração marginal em restaurações Classe V em cavidades preparadas com alta rotação, abrasão a ar e laser de Er:YAG e encontraram altos níveis de infiltração do corante em cavidades preparadas com laser na ausência do condicionamento ácido enfatizando a necessidade de realizar este procedimento previamente à utilização do sistema adesivo.

BRUGNERA et al., (2001) procurando estabelecer a eficiência de corte no esmalte e na dentina utilizando pulsos curtos e ultra curtos em diferentes freqüências selecionou 120 molares, os quais tiveram suas coroas cortadas, foram secos por 1 hora a 37ºC e pesados em balança de precisão. O grupo I foi irradiado no esmalte com pulsos curtos com 10Hz; o grupo II na dentina com pulsos curtos com 10 Hz; o grupo III no esmalte com pulso ultra curto e 10 Hz; o grupo IV na dentina com pulso ultra curto 10 Hz; o grupo V no esmalte com pulso ultra curto e 15 Hz; o grupo VI na dentina com pulso ultra curto 15 Hz; o grupo VII no esmalte

com pulso ultra curto 15 Hz e o grupo VIII na dentina com pulso ultra curto 15Hz. Os resultados mostraram que pulsos ultracurtos foram estatisticamente semelhantes quanto ao tipo de tecido e a freqüência utilizada. De acordo com os autores a ablação ao esmalte mostrou menor eficiência do que à dentina e com pulsos ultra curtos a ablação foi semelhante aos pulsos curtos.

De acordo com CEBALLOS et al., (2002) o laser de Er:YAG tem sido proposto para aumentar as propriedades adesivas à dentina. Este estudo testou a hipótese de que a adesão à dentina é afetada pelo condicionamento com laser. A dentina superficial e profunda de molares humanos extraídos foi condicionada com ácido fosfórico a 35% (grupo A), irradiada com laser de Er:YAG com 180 mJ e 2Hz com refrigeração (grupo B), e condicionada com laser com os mesmos parâmetros do grupo anterior, seguida de ácido fosfórico. Foi aplicado o Single Bond seguido da resina Z100 (3M) e após armazenamento os espécimes foram testados quanto à resistência à adesão. As superfícies foram processadas para microscopia eletrônica de transmissão. O condicionamento ácido isoladamente permitiu obter valores de adesão que foram significantemente mais altos do que aqueles encontrados com a irradiação à laser isoladamente ou seguida do condicionamento ácido. O laser de Er:YAG criou uma camada de dentina característica que afetou adeversamente a adesão à dentina. A microscopia eletrônica de transmissão mostrou nos grupos condicionados com ácido a presença de fibras colágenas intactas entrelaçadas ao contrário dos grupos condicionados com laser que apresentaram uma camada espessa de dentina

modificada pelo laser. Nenhuma fibra colágena pôde ser identificada sendo a infiltração do adesivo foi limitada à superfície. A parte basal desta camada consistia de fibras colágenas que estavam fusionadas e destituídas de espaços interfibrilares. As fibras colágenas da subsuperficie de dentina intertubular estavam parcialmente desnaturadas e perderam parte de sua união cruzada. Nos grupos condicionados com ácido e nos grupos condicionados com laser seguidos de ácido não foi observada a presença desta camada modificada. No entanto uma parcial desnaturação das fibrilas colágenas dentro da subsuperficie da dentina intertubular pôde ainda ser observada.

VAN MEERBECK et al., (2003), investigou de que maneira a abrasão com ultrasson, a abrasão a ar e a irradiação com laser de Er:YAG poderia produzir uma superfície no esmalte e na dentina que é igualmente receptivo à adesão quanto se utiliza a broca diamantada e os discos de papel. Um sistema adesivo (OptiBond, Kerr) foi aplicado sem um condicionamento prévio e um sistema autocondicionante (Clearfil, Kuraray) foi empregado antes da utilização da resina composta (Z100, 3M) nas superfícies do esmalte e da dentina. A força de resistência adesiva foi determinada vinte e quatro horas após a estocagem em água a 37ºC. Realizando a adesão na superfície abrasionada com ar ou com ultrasson, em geral, a dentina não se apresentava diferente da adesão após o preparo convencional com broca diamantada. No entanto, a adesão à dentina das superfícies irradiadas com laser de Er:YAG, em geral, resultaram em uma efetividade adesiva mais baixa em relação à adesão de superfícies preparadas com broca.

GONÇALVES et al., (2003) estudaram a evolução das diferentes freqüências do laser de Er:YAG na resistência adesiva do esmalte utilizando um material restaurador. Cinqüenta superfícies de esmalte provenientes de terceiros molares extraídos foram planificadas e divididas em cinco grupos. A superfície do esmalte foi irradiada com laser de Er:YAG com energia de 80mJ, e freqüências de 1, 2, 3 e 4 Hz, seguido de condicionamento. Para o grupo controle, apenas o condicionamento com ácido foi empregado. O sistema Single Bond/Filtek Z250 foi usado de acordo com as recomendações do fabricante. Os espécimes foram submetidos aos testes de resistência adesiva usando uma máquina de testes universal (50Kgf e 0,5 mm/min). Os resultados sugerem que o laser de Er:YAG com 80mJ de energia associado ao condicionamento ácido, na freqüência de 1, 2, 3 e 4 Hz não apresentou aumento significante na força adesiva no esmalte quando comparado ao condicionamento individualmente.

HOSSAIN et al., (2003) investigaram In Vitro a rugosidade e a morfologia de superficie de cavidades preparadas com laser de Er:YAG e comparar os graus de microinfiltração marginal das restaurações com os obtidos em cavidades preparadas com alta rotação e condicionadas com ácido. Em cada um dos trinta molares extraídos foram preparadas duas cavidades: uma com o laser de Er:YAG na superfície vestibular e uma na superfície lingual com alta rotação. Apenas os grupos preparados com alta rotação foram condicionados com ácido. Cinco cavidades de cada grupo foram investigadas através de microscopia eletrônica de varredura e cinco submetidas a análise de rugosidade com um microscópio

tridimensional. Os outros espécimes foram termociclados, corados e submetidos à avaliação em lupa. O teste de Mann-Whitney foi empregado e os resultados mostraram cavidades com superfícies irregulares com a ausência de debris como smear layer. Os prismas de esmalte e os túbulos detinários abertos foram reconhecidos. A rugosidade de superfície foi significantemente aumentada com o sistema laser. Não houve diferenças significativas quanto a microinfiltração marginal entre o laser e a alta rotação. Secções realizadas em cavidades com ausência de microinfiltração marginal não mostraram gap na interface. As cavidades irradiadas com laser podem facilitar a adaptação de resinas compostas ao esmalte e à dentina devido ao incremento da rugosidade de superfície e a abertura dos túbulos detinários o que pode facilitar a formação da zona híbrida, desde que o primer e o adesivo podem penetrar na superfície melhor quando a smear layer é removida. Os autores podem concluir que as cavidades preparadas com laser de Er:YAG podem diminuir a microinfiltração marginal de restaurações de resina composta, de maneira similar às cavidades preparadas com alta rotação e condicionadas com ácido.

CURTI, et al., 2004 verificaram a habilidade do laser de Er:YAG para preparar cavidades Classe V e comparar com a alta rotação. Vinte e seis molares humanos extraídos foram selecionados e distribuídos em dois grupos. No grupo I as cavidades foram preparadas com alta rotação utilizando brocas diamantadas para esmalte e carbide para dentina; no grupo II um laser de Er:YAG foi empregado com os seguintes parâmetros (esmalte 1000mJ; 12Hz; dentina 500mJ; 20Hz), com refrigeração. A análise em microscopia eletrônica de varredura mostrou

irregularidades das cavidades irradiadas em relação às preparadas com alta rotação. No grupo I as paredes das cavidades estavam cobertas por uma camada de smear layer tanto na perifieria quanto na parte mais profunda do preparo. Raramente puderam ser vistos os túbulos dentinários. Irregularidades de forma linear e circular foram observadas na dentina. No grupo II as paredes das cavidades estavam irregulares, sendo que a fotoablação promoveu uma clivagem da hidroxiapatita com respeito a morfologia dos prismas de esmalte; na parte mais profunda da cavidade pôde ser observada uma dentina mais homogênea com túbulos abertos; a dentina intertubular foi seletivamente mais ablacionada que a dentina peritubular pelo laser de Er:YAG. De acordo com os autores as características mais marcantes do preparo com laser são os túbulos dentinários abertos e a superficie irregular. Futuras investigações histoquímicas, ultraestruturais, bem como as propriedades da dentina irradiada devem ser realizadas.

GIACHETTI, et al., (2004) compararam as características morfológicas da superfície de dentina irradiada obtida pelo condicionamento ácido, o qual foi aplicado tanto antes quanto após o tratamento com laser. A interface do adesivo após a aplicação de um sistema adesivo e resina também foram avaliados. Dezoito dentes molares hígidos foram cortados transversalmente para que fosse obtida a superfície dentinária. Dez destas superfícies foram divididas em três grupos de acordo com o tipo de tratamento a ser proposto: apenas irradiado com laser, irradiado com laser seguido de condicionamento ácido, condicionamento ácido antes da irradiação com laser. O laser de Er:YAG foi usado com dois

parâmetros de energia: 200 e 400 mJ e 1 Hz. Os oito espécimes restantes foram divididos em dois grupos, seguidos do mesmo protocolo dos anteriores, com a diferença de que a freqüência utilizada foi de 4Hz. Um sistema adesivo (Scotchbond I, 3M), uma resina flow (Tertic Flow, Vivadent) e uma resina composta híbrida (Z250, 3M) foram aplicados em cada superfície e polimerizados separadamente. Para possibilitar a avaliação da interface dentina-restauração as amostras foram cortadas longitudinalmente e preparadas para a microscopia eletrônica de varredura. As superfícies dentinárias que foram condicionadas apenas com laser não demonstraram possuir características necessárias para garantir uma adequada adesão dos materiais restauradores. Uma observação em maior magnitude da interface dentina-restauração revelou algumas microfraturas localizadas logo abaixo da superfície dentinária irradiada. De acordo com os autores o condicionamento com ácido antes da irradiação com laser de Er:YAG não deve ser deixado de ser executado como passo operatório importante para garantir o sucesso da adesão.

ATRILL, et al., (2004) mensuraram os aumentos de temperatura na polpa dental seguido da irradiação com laser de Er:YAG comparando os aumentos quando o laser é aplicado com ou sem spray de água. Duas cavidades foram preparadas nas superfícies vestibular e lingual de molares extraídos e os aumentos de temperatura foram mensurados na câmara pulpar usando um termômetro calibrado e um simulador para a polpa. O máximo aumento de temperatura foi de 4ºC utilizando água e 24,7ºC sem água. A refrigeração foi altamente significativa para reduzir os aumentos de temperatura em todos os

casos. Nenhum dos espécimes preparados com spray de água que teve energia cumulativa da ordem de 135 J e excedeu a temperatura considerada nociva à polpa. Os autores concluíram que o laser de Er:YAG deve ser usado em conjunto com a água durante o preparo cavitário.

2.2.2 LASER de ARGÔNIO e LUZ HALÓGENA

BLANKENAU et al., (1989) compararam a resistência de união de sistemas adesivos à dentina quando polimerizados com laser de argônio e luz halógena. Após a obtenção dos dados de resistência de união concluíram que a polimerização com laser de Argônio aumenta significantemente o poder de adesão.

A potência e o tempo adequados para a utilização do laser de Argônio para a polimerização de resinas compostas foram determinados por KELSEY et al., (1992). Os autores avaliaram resinas microparticuladas e híbridas através do teste de resistência diametral. Verificaram uma especificidade diferente de potência para cada material, estudado com amplo intervalo de intensidade (160 a 525 mW) e tempo (7 a 13 segundos). Consideraram tempos que estes parâmetros dependem da composição química, o tipo e quantidade de partícula de cada resina.

POWELL et al., (1993) avaliaram os parâmetros de segurança do laser de Argônio com relação às mudanças de temperatura da polpa e os danos ao esmalte. O laser HGM Argon Model 8 foi utilizado para irradiar a superfície dental In Vivo e In Vitro (1,6 a 6 Watts, e com 1 e 2 mm de diâmetro do raio), durante 0,2

a 5 segundos, resultando em 25 a 1000J/cm^2 de densidade de energia. Com energia menor que 600 J/cm^2 não houve alteração pulpar. Entre 600 e 800 J/cm^2 houve danos reversíveis, enquanto energias maiores causaram necrose pulpar. A temperatura aumentou de forma proporcional ao aumento da energia. Com altas doses de energia, os danos pulpares ocorreram, antes que as alterações no esmalte pudessem aparecer. Os autores concluíram que como as potências necessárias para a fotoativação da resina composta não ultrapassam 1 W não existe inconveniente com o uso do laser de Argônio com esta finalidade.

De acordo com DOCKTOR (1994) o laser de Argônio induz à polimerização por emitir um comprimento de onda ideal para reagir com a conforoquinona, que é um dos agentes iniciadores mais presentes nas resinas compostas fotopolimerizáveis. Além disso, emite energia em densidades maiores do que a luz convencional, resultando em uma melhor dureza, reduzindo a infiltração e aumentando a profundidade de polimerização, a resistência à compressão e a resistência flexual. Permite a utilização de incrementos de espessuras maiores de resina polimerizada com apenas um quarto do tempo utilizado com a luz halógena e com melhores propriedades físicas. O benefício clínico da redução do tempo de exposição é importante pois com apenas 4 segundos de exposição e 1 Watt de potência o tempo de trabalho pode ser reduzido a 87%.

A comparação entre a polimerização com luz halógena e laser de Argônio foi feita por WAKKININE; CIPOLLA (1995). Com esta finalidade avaliaram a dureza

em profundidade e a resistência à tração com as seguintes variáveis: laser de Argônio ACL 5500 e H-Optilux 401 (Demetron), tempo de exposição – laser com 5, 10 e 15 segundos e luz halónena com 10, 20 e 40 segundos; intensidade de irradiação relacionada ao tipo de luz – laser com 1000mW/cm^2, ponta de 6,7 mm e luz halógena com 1000/13-8 ponta curva biselada e 675/13 curva normal. O laser de Argônio mostrou significantemente maior profundidade de polimerização por segundo e 13 a 36% maior resistência à tração em comparação com a luz halógena, com maior eficiência de polimerização em menos tempo de exposição. A melhor distância para proporcionar os melhores resultados foi de 4 mm em 5 segundos para o laser comparado a 1 mm e 40 segundos para a luz halógena.

SHANTHALA et al., (1995) compararam a resistência à adesão de uma resina composta ao esmalte condicionado com ácido fosfórico a 37% por 30 e 60 segundos após a polimerização do adesivo com luz halógena por 20 segundos e laser de Argônio por 10 segundos e polimerização da resina composta com luz convencional por 40 segundos e com laser por 10 segundos, com potência de 1W. Os resultados mostraram que o grupo polimerizado com laser apresentou maior resistência adesiva que o grupo de luz convencional.

PUPPALA et al., (1996) sugere que a ruptura decorrente da contração de polimerização poderá ser devido ao aumento da penetração e conseqüentemente do calor do laser de Argônio, o qual acarreta um aumento do grau e da contração de polimerização em comparação com a luz halógena.

AW; NICHOLLS (1997) compararam a contração de duas resinas compostas híbridas polimerizadas com luz halógena e laser de Argônio. A contração foi mensurada linearmente por meio de um microscópio óptico. Foram testadas 40 amostras, quatro grupos de 10 elementos cada, fotopolimerizadas com 10 segundos com o laser e 40 com a luz halógena. Os resultados não mostraram diferenças significativas na contração de polimerização das resinas quando se comparou o laser com o aparelho convencional.

O laser de Argônio tem sido aplicado para a polimerização de resinas compostas permitindo uma redução no tempo de cura de cerca de 59 a 70%. Apresentando um feixe altamente colimado com alta concentração de energia o sistema possui comprimento de onda favorável para a exicitação do fotoiniciador da resina composta (canforoquinona) e suas propriedades de microdureza são semelhantes ou melhores que o sistema de polimerização convencional (BURGESS et al., 1999)

FLEMING; MAILET (1999) comparando o laser de Argônio com o sistema convencional concluíram que com o laser, tanto o grau de conversão quanto o poder de penetração são maiores, promovendo assim a polimerização em espessuras bem maiores e melhorando algumas propriedades em relação à luz halógena, com a resistência à compressão e a tensão diametral, resistência

flexural e modulo flexural. Além disso o laser requer um quarto do tempo de polimerização em relação aos aparelhos convencionais. Outra vantagem é o fato de o laser não perder potência quando não se pode conseguir uma aproximação muito grande da restauração. No entanto advertem para algumas desvantagens com o aumento da microinfiltração marginal e da contração de polimerização provocadas pela rápida polimerização. O uso ininterrupto pode causar danos pulpares.

LLORET et al., (2001) estudaram a influência da distância entre a fonte de luz do laser de Argônio e a superfície da resina composta por meio da resistência de adesão à dentina. A resina Z250 foi inserida em uma matriz de polipropileno em um incremento único de 3 mm e com três incrementos de 1 mm cada e foi polimerizada com laser de Argônio Accu Cure 3000 (Laser Med) com as distâncias de 0,5 e 6 mm entre o corpo-de-prova e a fonte de luz, por 10, 20 e 30 segundos, com uma potência de 150 mW. Não houve diferença entre as duas distâncias, porém encontrou-se maiores valores de resistência adesiva nos grupos de 3 incrementos em relação ao de incremento único. Os resultados para os grupos de 20 e 30 segundos foram melhores do que para o grupo de 10segundos.

NAUFEL et al., (2001) verificaram a profundidade de polimerização de uma resina composta por meio da dureza Vickers em função dos diferentes tempos (10, 20 e 30 segundos) de fotoativação do laser de Argônio com intensidades de 600 e 250 mW/cm^2. No grupo controle a resina foi polimerizada por 40 segundos com uma luz visível. As medidas de dureza foram feitas de 0,5 a 4,5 mm de

profundidade a cada 1 mm. Os resultados mostraram que para o laser de Argônio a intensidade de 600 mW/ cm^2 foi superior a 250 mW/ cm^2 e que 30 segundos com intensidade de 600 mW/ cm^2 obtiveram os melhores resultados enquanto os piores foram com 250 mW/ cm^2 por 10 segundos. Os autores concluíram que maiores profundidades resultaram em menor dureza e que a polimerização por 40 segundos por luz visível foi semelhante ao laser de Argônio por 10 e 20 segundos com 600 mW/ cm^2 e 20 e 30 com 250 mW/ cm^2.

RODE et al., (2001) avaliaram o efeito do distanciamento da fonte de luz em relação a superficie da resina composta de 0,5 e 6mm na microdureza decorrente da polimerização com laser de Argônio e concluíram que não houve diferenças significativas entre as duas distâncias.

POWELL; BLANKENAU (2001) relataram que o laser de Argônio é efetivo na polimerização de resinas. De acordo com os autores usando potências de 250 a 300 mW por 10 segundos por incremento promove-se uma ótima polimerização por menor tempo, com melhores propriedades físicas do que com a luz halógena.

VINAY et al., (2002) avaliaram a eficácia do laser de Argônio em comparação com a luz halógena através da extensão da microinfiltração marginal de três selantes de fóssulas e fissuras disponíveis comercialmente. A penetração do corante rodamina e a ameloplastia revelaram um alto grau de microinfiltração marginal nos dentes polimerizados com laser de Argônio.

Para avaliar a influência de quatro aparelhos de fotoativação no stress induzido pela fotopolimerização de dois sistemas adesivos e uma resina composta, PRADELLE-PLASSE et al., (2003) prepararam cavidades Classe V padronizadas foram preparadas nas superfícies vestibular e lingual com aproximadamente 1mm de distância da junção cemento-esmalte. Dois sistemas adesivos Single Bond (SB) e Optibond Solo Plus (OS+) e quatro unidades de ativação: Australis 7 (alta intensidade por 40 segundos); Elipar Highlight (soft start por 40 segundos); GC e Ligth (polimerização rápida por 12 segundos) e Optilux (polimerização rápida por 10 segundos) foram testadas, utilizando uma resina microparticulada (Filtek A110). Os dentes foram termociclados, imersos em corante e foram avaliadas as superfícies oclusais e cervicais. Não ocorreu microinfiltração marginal no esmalte. Não foram encontradas diferenças significativas em dentina quando se utilizou o Single Bond com todas as fontes de luz utilizadas. Quanto ao Optibond Solo apenas as unidades Elipar e GC Light não apresentaram diferenças significativas. A intensidade de luz e o tempo de exposição dos aparelhos utilizados foram parâmetros importantes. Comparando-se a influência dos sistemas adesivos o Optibond Solo apresentou resultados maiores do que o Single Bond, a depender da fonte utilizada. De acordo com os autores é necessário que o sistema adesivo tenha tempo para compensar a contração de polimerização da resina composta.

A espectoscopia Raman no infravermelho próximo foi usada para monitorar, In Vitro, o grau de conversão de uma resina composta (Z100 3M) fotoativada com luz halógena e laser de Argônio. Sessenta blocos circulares de resina (7mm x 2,5mm) foram fotoativados usando luz halógena (λ 400-500nm; 478mW/cm^2) ou laser de Argônio (λ 488 nm; 625mW/cm^2) usando os seguintes tempos de cura: 5, 10, 20, 30, 40 e 60 segundos. As superfícies diretamente irradiadas e as superfícies não irradiadas foram analisadas imediatamente após a fotoativação através da espectroscopia Raman. Os resultados mostraram sistemáticas mudanças de relativa intensidade entre os picos de 1610 e 1640 em função do tempo de irradiação. Após 60 segundos o máximo grau de conversão encontrado nas amostras curadas com laser de Argônio ou luz halógena foi de 66,4% e 62,2% respectivamente. O laser de Argônio mostrou maior biocompatibilidade, com menos monômero residual na parte mais profunda da resina demonstrando que a espectroscopia Raman pode ser usada como um método efetivo para avaliar o grau de conversão das resinas compostas (SILVA SOARES et al., 2003).

ST-GEORGES et al., (2003) avaliaram as propriedades mecânicas de resinas compostas polimerizadas usando quatro diferentes unidades de fotoativação. Uma luz halógena convencional, uma luz soft start, um laser de Argônio e um arco de Plasma foram usados para polimerizar discos de resina de 9mm de diâmetro por 1mm de altura e cilindros de resina de 4mm de diâmetro por 8 mm de altura. A resistência flexural, a resistência à fratura, dureza, rugosidade, resistência à compressão, e resistência à tração foram determinadas para cada compósito

(resina híbrida e resina flow). Os resultados mostraram que o arco de plasma, uma luz de alta intensidade, resultou em uma dureza significantemente mais baixa para a resina híbrida universal comparada com a técnica soft start. A dureza foi a única propriedade mecânica que foi adversamente afetada pelo uso da luz de alta intensidade. No entanto este efeito não pode ser generalizado para todos os tipos de resina e todas as demais propriedades.

Este estudo In Vitro realizado por BARROS et al., (2003) avaliou a microinfiltração marginal de duas resinas compostas polimerizadas de quatro maneiras diferentes. Cavidades Classe V foram preparadas na superfície vestibular de oitenta incisivos inferiores bovinos. Os dentes foram divididos em oito grupos experimentais os quais foram submetidos a dois tipos de resina (Z250 e Charisma) e quatro formas de fotoativação (modo convencional 680 mW/cm^2/30 segundos; soft start 380 mW/cm^2/10 segundos + 680 mW/cm^2/20 segundos; arco de plasma 1480 mW/cm^2/3 segundos; combinação de 380 mW/cm^2/10 segundos + 1480 mW/cm^2/3 segundos). Todos os espécimes foram termociclados, imersos em azul de metileno e preparados para a análise estereomicroscópica para quantificar a concentração do corante. O modo soft start e o modo combinado apresentaram os melhores resultados os quais foram estatisticamente significantes em relação aos demais métodos para ambas as resinas compostas. Não houve diferenças significativas entre os dois tipos de resinas utilizadas.

KUBO et al., (2004) investigaram o efeito das formas de polimerização na microinfiltração marginal em dentina de restaurações de resina composta. Oitenta

cavidades padronizadas foram preparadas na superfície vestibular de incisivos bovinos e tratadas com um sistema adesivo autocondicionante experimental de dois passos, contendo um monômero antibacteriano, obedecendo-se às recomendações do fabricante, e, em seguida, restauradas com um incremento de uma resina composta híbrida. Os dentes foram alocados em quatro grupos de vinte elementos cada. No grupo 1 as restaurações foram polimerizadas com uma luz convencional durante 40 segundos; no grupo 2 foram polimerizadas no modo de dois passos; no grupo 3 foram polimerizadas com a fonte de luz incidindo de forma inclinada; no grupo 4 foram polimerizadas por 3 segundos utilizando um arco de plasma. Metade dos espécimes de cada grupo foi termociclado, e submetido à imersão em corante (fuccina básica). Os dentes foram seccionados e submetidos à avaliação de microinfiltração marginal sob lupa. Os testes de Kruskal-Wallis e de Mann-Whitney U mostraram que nenhuma diferença foi encontrada na microinfiltração marginal dentre as formas de fotoativação utilizadas. As restaurações apresentaram uma maior microinfiltração marginal nos espécimes termociclados, mas as diferenças não foram significativas.

O propósito do estudo de SANTINI; MILIA (2004) foi comparar a microinfiltração marginal de restaurações Classe V, realizadas com um compósito experimental, que apresenta baixa contração de polimerização, ativado com luz de alta intensidade, tendo como controle uma resina convencional fotoativada pela técnica soft start. Quarenta e dois pré-molares e molares intactos foram divididos em sete grupos e restaurados com resina de baixa contração de polimerização ou

resina convencional, utilizando os sistemas adesivos Excite ou Prime & Bond NT e polimerizados com o sistema de alta intensidade de luz, com a técnica convencional ou a técnica soft start. Todos os grupos mostraram microinfiltração marginal em dentina. Na margem cervical não houve diferenças significativas entre o compósito de baixa contração de polimerização quando se utilizou ambos os sistemas adesivos e realizou-se a fotoativação em alta intensidade de luz, e a resina convencional fotoativada convencionalmente ou pela técnica soft start. No entanto, a resina de baixa contração fotoativada com a técnica de alta intensidade mostrou ter significantemente menos microinfiltração marginal que a resina convencional ativada pela técnica convencional. De acordo com os autores isto pode oferecer vantagens na prática clínica.

NILGUN et al., (2004) avaliaram o efeito de três diferentes aparelhos de fotoativação na microinfiltração marginal de restaurações Classe V. As cavidades foram preparadas na superfície vestibular de quarenta e cinco molares extraídos os quais foram divididos em três grupos de 15 dentes cada. Uma luz halógena convencional (Hilux 350), uma luz halógena de alta intensidade de cura (Optilux 501) e um arco de plasma (Power Pac) foram usados para polimerizar a resina composta (Vitalescence). Após as restaurações os dentes foram termociclados e os resultados mostraram que não houve diferenças significativas entres os três sistemas de fotoativação ($p>0,05$), no entanto a microinfiltração em dentina foi maior do que no esmalte. O arco de plasma e os sistemas de alta intensidade realizam a fotoativação de forma mais rápida do que o sistema convencional

devido à alta intensidade de luz, funcionando perfeitamente como fontes alternativas na fotoativação de resinas.

SOARES, et al., 2004 verificaram o grau de conversão de uma resina baseada em bisfenol-A-glicidil-metacrilato, fotoativada com uma lâmpada halógena (478 mW/cm^2; spot de 8mm) e com laser de Argônio (625 mW/cm^2; spot de 7mm), através da dureza Vicker's e do uso da espectroscopia Raman no infravermelho próximo. O grau de conversão foi estimado analisando a intensidade entre a distância Raman (1610 cm (-1)) e o metacrilato no topo da superfície da resina. Para avaliação da dureza as amostras foram imersas em resina e foi aplicada uma carga de 50 gramas por 10 segundos no topo da superfície. Os valores mais altos foram encontrados nas resinas fotoativadas com laser de Argônio sugerindo uma melhor biocompatibilidade no topo da superfície. O teste de correlação mostrou que os maiores valores de dureza Vicker's estavam associados aos valores de dureza Raman. Os melhores tempos de polimerização variaram de 5 a 20 segundos. Uma comparação entre os valores de dureza Vicker's e Raman em ambos os sistemas de fotoativação em cada um dos tempos utilizados mostrou que uma pequena alteração na conversão está relacionada com uma larga mudança na microdureza. A dureza Raman mostrou-se mais sensível a alterações nos primeiros estágios de fotoativação do que nos subseqüentes enquanto a dureza Vicker's mostrou-se mais sensível nos estágios finais.

2.2.3 DIAGNOdent

De acordo com ZANIN; BRUGNERA JÚNIOR; PINHEIRO; PÉCORA (2001) o laser diodo λ655 nm (DIAGNOdent) é preciso na detecção de lesões de cárie oclusais, apresentando altos valores de sensibilidade e especificidade. Ao incidir no tecido mineralizado a luz se difunde e é absorvida pelos fluoróforos existentes no conteúdo orgânico e este fenômeno não é uma reflexão simples e sim uma fluorescência, pois os fluoróforos são responsáveis pela reemissão de luz, só que com um comprimento de onda maior. A luz fluorescente, portanto, difere da luz refletida, pois tem comprimento de onda diferente da luz original. Na reflexão, a luz incidente e refletida tem o mesmo comprimento de onda. Este método, portanto, baseia-se na medição da quantidade de desmineralização dos tecidos dentais (esmalte ou dentina) que, por perderem mineral, aumentam o seu conteúdo orgânico. A fluorescência ocorre nos fluoróforos que estão na parte orgânica, colágeno, elastina, flavina, riboflavina e, principalmente, nos metabólitos orgânicos das bactérias.

A fluorescência tem sido usada como um método para detecção de lesão cariosa. Este novo método diagnóstico aumenta as informações que são importantes para a escolha do tratamento em Dentística. As características dos materiais restauradores e seladores interferem nos valores obtidos no aparelho durante a detecção de cárie secundária. As propriedades ópticas, de cada tecido

biológico ou material, são relatadas com relação ao comprimento de onda do laser. Procurando validar estas questões ZANIN; SOUZA-CAMPOS; BRUGNERA JUNIOR; PINHEIRO; PÉCORA (2001) determinaram a fluorescência de sete materiais restauradores através de um laser de diodo de λ655 nm utilizando dez dentes por grupo. A importância em se determinar a fluorescência dos materiais pode ser fundamental na detecção de cáries secundárias em volta das restaurações. Os resultados deste estudo mostraram que os escores diferiram de acordo com o material, como foi o caso dos selantes sem carga e ionômeros de vidro, os quais mostraram fluorescência similar à lesão cariosa no esmalte. Estes resultados foram considerados falso positivos, o que pode ocorrer na leitura como DIAGNOdent.

De acordo com LUSSI et al., (1999) a análise da confiabilidade deste método para predizer a profundidade da lesão de cárie ao nível de esmalte e de dentina pode ser confirmada pela comparação dos seus resultados com o estágio real de desenvolvimento da doença que é fornecido por cortes histológicos. Para avaliar o desempenho do sistema laser em relação ao método de condutância elétrica, os autores analisaram os dentes histologicamente para determinar a especificidade (capacidade do método detectar a ausência da lesão), sensibilidade (capacidade do método detectar a presença da lesão) e o grau de concordância para os níveis D2 (lesão em esmalte) e D3 (lesão em dentina). Os valores obtidos pelo laser variaram de 0,72 a 0,87 (especificidade), 0,76 a 0,87 (sensibilidade) e de 3 a 5,6 (grau de concordância). A variação para a condutância elétrica foi de 0,64 a 0,78

(especificidade) e 0,87 a 0,92 (sensibilidade) e de 2,4 a 4,1 (grau de concordância).

Comparando a validade da mensuração da fluorescência do laser DIAGNOdent através da microscopia de luz polarizada na detecção de cáries de fissura oclusais em terceiros molares extraídos BASEREN (2003) selecionou dez molares impactados cirurgicamente removidos e vinte e cinco terceiros molares com superficie oclusal macroscopicamente hígidas. O DIAGNOdent realizou a mensuração nos sítios oclusais por dois examinadores em intervalos de dois dias. Os dentes foram então selecionados em sítios específicos para o exame histológico. Os espécimes foram preparados para a avaliação microscópica e as imagens foram classificadas como D1 (quando o tecido estava sadio ou havia cárie na metade da superficie externa do esmalte), D2(quando havia cárie no esmalte), D3 (quando havia cárie na dentina). Foi realizado o teste Kappa inter e intra examinador e os resultados mostraram que a especificidade para a detecção de cárie no esmalte ao nível D1 foi de 0,74 e sensibilidade para D2 e D3 foram respectivamente 0,66 e 1,00. O presente estudo indicou que o DIAGNOdent propicia, não apenas uma concordância quase perfeita mas também suficiente reprodutibilidade, nos três níveis avaliados.

KORDIC (2003) comparou, através de avaliação visual, condutância elétrica e fluorescência, a detecção de cáries oclusais. A inspeção visual foi baseada na descoloração, a condutância elétrica foi mensurada com equipamento especial (ECM Lode Diagnostic) e a fluorescência com o DIAGNOdent. Pré-molares e

molares humanos extraídos, clinicamente sadios (D0/D1), com cárie no esmalte (D2) e na dentina (D3/D4) foram identificados e depois cortados longitudinalmente e analisados através de microscopia eletrônica de varredura para verificar a profundidade de carie. A reprodutibilidade da inspeção visual foi boa, e a da condutância elétrica e fluorescência excelentes. Na identificação de cáries, tanto no esmalte quanto na dentina a sensibilidade para a inspeção visual e a fluorescência foram significantemente mais altas do que a condutância embora esta tenha apresentado maior especificidade. Um melhor diagnóstico foi conseguido quando as três técnicas foram usadas em conjunto. De acordo com os autores a inspeção visual permite uma identificação apropriada quando as fissuras se apresentam hígidas. Nos casos de fissuras escuras a aplicação dos métodos de fluorescência e condutância evita a ocorrência de resultados falso positivos na identificação de cáries em dentina.

O propósito de um estudo In Vitro realizado por FRANSCESCUT; LUSSI (2003) foi correlacionar a presença de descoloração na superficie oclusal com a profundidade histológica e verificar se há influência na mensuração da fluorescência através do DIAGNOdent em dentes permanentes e decíduos. Noventa e cinco molares decíduos e noventa e cinco molares permanentes foram aleatoriamente escolhidos de uma amostra de dentes macroscopicamente hígidos. Um sítio da fissura de cada superficie oclusal foi selecionado e classificado acordo com a descoloração. Cada sítio foi mensurado três vezes com o DIAGNOdent. Os dentes foram preparados histologicamente e avaliados de acordo com a extensão de cárie, através de microscópio com aumento de 12,8 vezes. Os resultados

mostraram no grupo de dentes permanentes com coloração amarronzada ou escura (n=23) que 13% apresentavam caries em dentina, 57% apresentaram lesão superficial no esmalte e 30% lesão profunda em esmalte. No grupo de dentes decíduos, 42% apresentaram cáries em dentina, 16% apresentaram lesão superficial no esmalte e 42% lesão profunda. A diferença entre os dois grupos foi bastante significativa. As fissuras de coloração escura mostraram maiores valores de fluorescência do que as de coloração opaca, independente do estágio de cárie. Os autores concluíram que, a presença de manchas escuras nas fissuras dos dentes permanentes, não são passíveis de predizer, se há cárie em dentina. Nos dentes decíduos, no entanto, ocorreu uma alta correlação entre a descoloração e a lesão em dentina.

MENDES et al., 2004 avaliaram In Vitro, a influência da placa dental e tempo de secagem na fluorescência do laser DIAGNOdent na superficie oclusal de molares decíduos. Para o tempo de secagem sessenta e três superfícies suspeitas foram usadas. Os mesmos sítios foram avaliados em diferentes condições: a) dente molhado; b) dente seco por 3 segundos com seringa tríplice; c) dente seco por 15 segundos e d) dente desidratado. Para o experimento da placa foram selecionados vinte e oito sítios oclusais. Após a primeira leitura a placa coletada de crianças foi depositada na área suspeita. Uma nova leitura foi realizada. Para ambos os estudos foram comparados os valores de fluorescência, a sensibilidade, especificidade e acurácia. Para os diferentes tempos de secagem, os dentes mais desidratados apresentaram os mais altos valores. Além disto a

performance do método não mudou de forma significativa, exceto no dente desidratado. Na presença da placa os parâmetros avaliados foram piores do que sem a placa. Os autores concluíram que o estado de hidratação não alterou os resultados de forma significativa, enquanto a presença de placa piorou a performance do método de fluorescência.

3.0 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo *In Vitro* foi:

1. Avaliar a microinfiltração marginal em restaurações Classe V após preparo com alta rotação e condicionamento com laser de Er:YAG nas seguintes situações:

   - Utilizando o sistema Prime & Bond NT / Esthet X e realizando a fotoativação com luz halógena convencional ou laser de Argônio.

   - Utilizando o sistema Single Bond / Z250 e realizando a fotoativação com luz halógena convencional ou laser de Argônio.

2. Observar através de microscopia eletrônica de varredura a interface resina/dentina e resina/esmalte em restaurações Classe V após preparo com alta rotação e condicionamento com laser de Er:YAG nas seguintes situações:

   - Utilizando o sistema Prime & Bond NT / Esthet X e realizando a fotoativação com luz halógena convencional ou laser de Argônio.

   - Utilizando o sistema Single Bond / Z250 e realizando a fotoativação com luz halógena convencional ou laser de Argônio

4.0 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção dos dentes

Para a realização do presente estudo foram coletados cento e doze terceiros molares inferiores humanos, sendo noventa e seis provenientes da Disciplina de Endodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia e dezesseis provenientes da Disciplina de Clínica Odontológica III da Universidade Estadual de Feira de Santana. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Feira de Santana, sob parecer número 034/2003 (ANEXO A).

Todos os dentes foram mantidos em solução de timol a 0,1% durante trinta dias. Com o auxílio de curetas periodontais[1], todos os resíduos de tecido mole e fragmentos ósseos foram removidos. Os dentes foram lavados em água corrente durante 24 horas para remover os traços da solução e posteriormente polidos com pasta de pedra pomes e água, com auxílio de escovas de Robinson montadas em contra-ângulo[2]. Decorrida a limpeza os dentes foram examinados em lupa estereoscópica ZEISS[3] com aumento de vinte e cinco vezes, com o propósito de detectar possíveis trincas ou alterações estruturais que pudessem comprometer o experimento. Em seguida foi feita uma avaliação do esmalte em termos de conteúdo mineral através de fluorescência[4] (figuras 1 e 2).

[1] Duflex nº2, São Paulo, Brasil
[2] Dabi Atlante S/A, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil
[3] ZEISS, Alemanha
[4] DIAGNOdent, Kavo, São Paulo, Brasil

O método baseia-se no fato de que substâncias duras desmineralizadas e bactérias fluorescem quando excitadas por radiação de laser com comprimentos de onda situados entre λ550 e 670nm. O equipamento emite luz laser através de uma ponteira luminosa flexível. Esta luz incide e penetra no dente, sendo que parte dela é refletida e captada por sensores especiais na ponta da fibra. Estes sensores levam a luz até os componentes eletrônicos do equipamento, os quais processam os dados e fazem a mensuração. O resultado da medição é indicado no visor com valores entre 0 e 99. Através da análise de diferenças espectrais entre o tecido dental sadio e o tecido descalcificado tem-se encontrado parâmetros clínicos e histológicos cujos valores de referência variam de acordo com a profundidade da lesão (ZANIN et al., 2001).

- 0-5 = saudável
- 6-10 = mancha branca
- 11-20 = lesão de esmalte
- > que 21 = lesão em dentina

Todos os dentes avaliados apresentaram valores entre 0 e 3 denotando a integridade quanto a mineralização (ANEXO B).

4.2 Divisão dos grupos e preparos cavitários

Os cento e doze dentes foram divididos em oito grupos de dez elementos cada para o estudo da microinfiltração marginal e oito grupos de quatro elementos cada para o estudo através de microscopia eletrônica de varredura, com a particularidade de ter, para cada grupo de microinfiltração marginal, um grupo correspondente de microscopia eletrônica de varredura. Sendo assim, os procedimentos de preparo e restauração das unidades foram exatamente iguais para ambos os estudos tendo sido realizada a técnica simultaneamente.

Os grupos foram nominados da seguinte maneira:

Estudo da microinfiltração marginal – Grupos I, II, III, IV, V, VI, VII e VIII

Estudo da microscopia eletrônica de varredura - Grupos A, B, C, D, E, F, G e H.

Os grupos considerados homólogos foram: I e A; II e B; III e C; IV e D; V e E; VI e F; VII e G; VIII e H.

Em todos os grupos foram preparadas cavidades Classe V com alta rotação[5], utilizando-se brocas de tungstênio nº 245[6], substituídas a cada cinco preparos, refrigeradas com spray ar/água destilada.Todas as cavidades foram padronizadas e previamente desenhadas na superfície vestibular, com grafite 0.5 mm, com formato retangular, de forma que a parede cervical ficasse 0,3 mm abaixo da junção cemento/esmalte tendo extensão ocluso-cervical de 2 mm, extensão mésio-distal de 3 mm e profundidade de 2 mm. As dimensões foram checadas

durante todo o procedimento de preparo com o auxílio de compasso de pontas secas e lupa milimetrada e a profundidade aferida com o auxílio de uma sonda milimetrada periodontal (figuras 3, 4 e 5).

Nos grupos V, VI, VII, VIII, E, F, G e H, após o preparo com alta rotação as cavidades foram condicionadas com laser de Er:YAG[7] (figura 6) cujo meio ativo é um cristal de ítrio – alumínio – granada dopado com érbio. O laser de Er:YAG (λ = 2940 nm), largura de pulso de 200 μs, foi usado com energia de 200 mJ por pulso, 3 Hz de freqüência, resultando em 60J, modo não contato, focado a 15 mm do tecido alvo, com tempo médio de setenta segundos por preparo. Todo o procedimento foi realizado na presença de água, com o auxílio de um sugador de alta potência seguindo-se todas as normas de segurança estabelecidas pela FDA (Food and Drug Administration). O laser de Er:YAG foi aplicado em todas as paredes da cavidade até que toda a superfície fosse completamente irradiada (figuras 7, 8, e 9).

Após cada preparo as cavidades foram imediatamente restauradas de acordo com o protocolo estabelecido neste estudo sendo que, a variação entre os grupos ocorreu em função do sistema adesivo utilizado, da resina composta e do equipamento de fotoativação. Os demais procedimentos técnicos relativos à técnica restauradora e acondicionamento dos espécimes foram iguais para todos os grupos.

Os quadros 1 e 2 mostram um resumo dos tratamentos realizados em todos os grupos experimentais

Quadro 1 – Resumo dos tratamentos realizados nos grupos preparados com alta rotação

GRUPOS	ADESIVO/RESINA	FOTOATIVAÇÃO
I e A	PRIME & BOND NT ESTHET X	LUZ HALÓGENA CONVENCIONAL
II e B	PRIME & BOND NT ESTHET X	LASER DE ARGÔNIO
III e C	SINGLE BOND Z250	LUZ HALÓGENA CONVENCIONAL
IV e D	SINGLE BOND Z250	LASER DE ARGÔNIO

Quadro 2 – Resumo dos tratamentos realizados nos grupos preparados com alta rotação e condicionados com laser de Er:YAG

GRUPOS	ADESIVO/RESINA	FOTOATIVAÇÃO
V e E	PRIME & BOND NT ESTHET X	LUZ HALÓGENA CONVENCIONAL
VI e F	PRIME & BOND NT ESTHET X	LASER DE ARGÔNIO
VII e G	SINGLE BOND Z250	LUZ HALÓGENA CONVENCIONAL
VIII e H	SINGLE BOND Z250	LASER DE ARGÔNIO

4.3 Procedimento restaurador

4.3.1. GRUPOS I, V, A e E

Para a realização das restaurações os seguintes passos foram executados:

- O esmalte e a dentina foram condicionados com ácido fosfórico[8] a 35% por 15 segundos, lavados por 10 segundos e o excesso de água retirado com pontas de papel absorvente[9] nº 80;
- Aplicação do adesivo Prime & Bond NT[10] em duas camadas consecutivas, de oclusal para cervical com pincéis descartáveis, secagem suave por 3 segundos e fotopolimerização por 10 segundos (figura 10);

[5] Dabi Atlante, São Paulo.
[6] Densco Bur, Alemanha
[7] Kavo Key Laser System 2 1242 – Kavo Dental GmbH, Alemanha
[8,15]3M Dental Products, St. Paul- MN, U.S.A
[9,10,13]Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil
[11]Kondortech, Equip.Odontológicos Ltda, São Carlos, SP
[12]Laser Power Meter- Field Máster- Coherent Inc, U.S.A
[14]Thompson, TTG, n°2, U.S.A

- A fotopolimerização foi realizada com luz halógena[11] com ponteira em fibra ótica de 8 mm^2 de diâmetro, com intensidade de luz de aproximadamente 780 mW aferida por radiômetro[12](figura 11).
- A resina composta Esthet X[13] foi inserida na cavidade de acordo com a técnica proposta por HANSEN (1986) e descrita a seguir:

O primeiro incremento foi inserido e acomodado na cavidade de forma oblíqua, com o auxílio de uma espátula anti-aderente[14] para resina composta, em contato com as paredes cervical e distal da cavidade, e em seguida foi fotopolimerizado por 20 segundos. A ponta do aparelho foi mantida a uma distância de 0,5mm da restauração durante todo o processo de fotopolimerização. O segundo incremento foi inserido também de forma oblíqua, porém fazia contato com as paredes oclusal e mesial da cavidade, e em seguida foi fotopolimerizado por 20 segundos. O terceiro incremento foi acomodado de forma a preencher toda a cavidade e promover o vedamento do ângulo cavo-superficial, e em seguida foi fotopolimerizado por 20 segundos.

- Armazenamento dos espécimes em recipiente plástico contendo água destilada em estufa a 37ºC por um período de 24 horas;
- Acabamento e polimento das restaurações com discos de óxido de alumínio, Sof-Lex Pop On[15] em ordem decrescente de abrasividade, com granulação fina e extrafina, de acordo com as recomendações do fabricante e substituídos seqüencialmente a cada três corpos-de-prova (figura 12).
- Armazenamento em recipiente plástico contendo água destilada em estufa a 37ºC até o momento da realização dos testes de microinfiltração

marginal (dez espécimes) e microscopia eletrônica de varredura (quatro espécimes).

4.3.2 GRUPOS II, VI, B e F

Para a realização das restaurações os seguintes passos foram executados:

- O esmalte e a dentina foram condicionados com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, lavados por 10 segundos e o excesso de água retirado com pontas de papel absorvente nº 80;
- Aplicação do adesivo Prime & Bond NT em duas camadas consecutivas, de oclusal para cervical com pincéis descartáveis, secagem suave por 3 segundos e fotopolimerização por 05 segundos utilizando laser de Argônio[16] (λ = 488 nm; 250 mW out put, fibra óptica Ø =1cm e distância focal de 20 mm).
- A resina composta Esthet X foi inserida na cavidade e fotoativada com laser de Argônio durante 10 segundos por incremento (figura 13);
- O acabamento, polimento e armazenamento das amostras foram realizados de acordo com o protocolo estabelecido para os grupos anteriores.

[16] Accu Med Laser 3000, USA, Estados Unidos

4.3.3.GRUPOS III, VII, C e G

Para a realização das restaurações os seguintes passos foram executados:

- O esmalte e a dentina foram condicionados com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, lavados por 10 segundos e o excesso de água retirado com pontas de papel absorvente nº 80;
- Aplicação do adesivo Single Bond em duas camadas consecutivas, de oclusal para cervical com pincéis descartáveis, secagem suave por 3 segundos e fotopolimerização com luz halógena por 10 segundos (figura 14);
- A resina composta Z250 foi inserida na cavidade e fotoativada por 20 segundos por incremento;
- O acabamento, polimento e armazenamento das amostras foram realizados de acordo com o protocolo estabelecido para os grupos anteriores.

4.3.4 GRUPOS IV, VIII, D e H

Para a realização das restaurações os seguintes passos foram executados:

- O esmalte e a dentina foram condicionados com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, lavados por 10 segundos e o excesso de água retirado com pontas de papel absorvente nº 80;
- Aplicação do adesivo Single Bond em duas camadas consecutivas, de oclusal para cervical com pincéis descartáveis.

- secagem suave por 3 segundos e fotopolimerização por 05 segundos utilizando laser de Argônio (λ = 488 nm; 250 mW e distância focal de 20 mm);
- Inserção da resina composta Z250 e fotoativação com laser de Argônio durante 10 segundos por incremento;
- O acabamento, polimento e armazenamento das amostras foram realizados de acordo com o protocolo estabelecido para os grupos anteriores.

4.4 Preparo dos Grupos I a VIII para o teste de microinfiltração marginal

Após o acabamento e polimento os ápices dos dentes foram vedados com cimento de ionômero de vidro[17]e impermeabilizados com duas camadas de cola epóxica de presa rápida[18] e uma camada de esmalte cosmético[19] colorido (figuras 15 e 16), sendo uma cor para cada grupo, exceto na área da restauração e 2 mm ao seu redor, para possibilitar a penetração do agente traçador. Após a impermeabilização os dentes foram incluídos em resina acrílica incolor[20] formando uma base que foi posteriormente utilizada como apoio no procedimento de corte. Decorrido o tempo de cura da resina os dentes foram submetidos à ciclagem térmica em água, através de uma máquina de ciclagem[21] (figuras 17 e 18), pertencente à Universidade Estadual Paulista Júlio Mesquita Filho (UNESP) em temperatura de 05º C e 55º C, com tempo de permanência de 15 segundos em cada banho, totalizando 500 ciclos.

Esquema do processo de ciclagem térmica:

Nº de ciclos – 500	
Temperatura máxima – 55ºC ± 2ºC	Tempo de permanência – 15 segundos
Temperatura mínima – 05ºC ± 2ºC	Tempo de permanência – 15 segundos
Tempo total de cada ciclo – 30 segundos	
Tempo total aproximado – 4 horas	

[17] Vidrion
[18]Araldite 10 min Brascola
[19]Risqué NIASI S/A Serra, São Paulo, SP
[20]Resina Jet
[21] Ética, mod 521.4, série 96, Ética Equip. Cient. S/A, São Paulo

Após a ciclagem térmica, os espécimes foram imersos em solução de nitrato de prata a 50% em temperatura ambiente, por 2 horas em câmara escura e posteriormente colocadas em solução fotoreveladora sob luz fluorescente[22] por 16 horas, para facilitar a redução dos íons de prata para prata metálica (figuras 19 e 20). Decorrido este tempo foram lavados em água corrente durante vinte minutos para remover o excesso da solução e colocados sobre uma toalha descartável deixando secar naturalmente por 4 horas.

Com o auxilio de uma máquina de corte com disco diamantado[23] sob refrigeração realizou-se os cortes no sentido vestíbulo-lingual partindo-se do centro das restaurações em direção ao longo eixo do dente (figura 21). A partir deste corte obteve-se duas metades da mesma restauração, possibilitando avaliar a microinfiltração nas paredes oclusais e cervicais, internamente. As raízes foram removidas para facilitar o manuseio e a resina foi retirada totalmente, ficando apenas o dente, o qual foi fixado com cera utilidade em lâminas de vidro com as superfícies a serem avaliadas voltadas para cima. As lâminas foram numeradas de 1 a 80 para que não fosse possível a identificação dos grupos durante a leitura. Os espécimes foram analisados sob lupa estereoscópica[24] com aumento de vinte e cinco vezes, por três examinadores, previamente treinados para qualificar os níveis de microinfiltração marginal, cujos escores foram classificados da seguinte maneira:

[22] Lâmpada Photoflood, G&E, São Paulo Brasil
[23,25] 660 Model South by Tchnology, Alemanha
[24] ZEISS, Alemanha

0 – ausência de penetração do corante nas paredes oclusal e/ou cervical

1 – quando o corante penetrou em 1/3 da parede oclusal e/ou cervical

2 – quando o corante penetrou em 2/3 da parede oclusal e/ou cervical

3 – quando o corante penetrou em mais de 2/3 da parede oclusal e/ou cervical

Os examinadores não tinham conhecimento prévio sobre o grupo que estava sendo analisado nem sobre os resultados dos outros examinadores. Cada restauração foi avaliada duas vezes, nas duas metades previamente cortadas, para confirmação do grau de microinfiltração marginal, e o resultado foi anotado em ficha especifica (ANEXO C). Os dados obtidos foram tabelados e analisados estatisticamente.

4.5 Preparo dos Grupos A a H para a análise através de microscopia eletrônica de varredura

Os espécimes dos grupos A, B, C, D, E, F, G e H tiveram suas raízes removidas e cada coroa foi seccionada no sentido vestíbulo-lingual utilizando-se uma máquina de corte com disco diamantado sob refrigeração[25]. Os corpos-de-prova foram posicionadas na base apropriada para a adaptação no microscópio eletrônico de varredura[26] e em seguida fixadas com esmalte cosmético[27]colorido, tomando-se o cuidado de deixar a superfície a ser avaliada voltada para cima. Em seguida foram submetidos a um processo de desidratação em graus ascendentes de etanol, a fim de remover a água presente entre as estruturas orgânicas, facilitando o processo de secagem química. Para isso foram imersos por vinte minutos em etanol a 25%; vinte minutos em etanol a 50%; vinte minutos em etanol a 75%; trinta minutos em etanol a 95% e uma hora em etanol a 99,98%. Realizada a desidratação, foram submetidos a um processo de secagem em estufa a 50ºC durante dez minutos para minimizar as alterações das superfícies a serem examinadas, favorecer a deposição de ouro sobre amostra e permitir uma visualização mais nítida do campo.

[26] Digital Scanning Microscope DSM 960 ZEISS, Alemanha
[27] Risqué NIASI S/A T. Serra, São Paulo
[28] Evaporadora Balzers SCD 050

Após este procedimento foi realizada a metalização com o intuito de transformar a superfície a ser analisada em material eletricamente condutivo, melhorando a emissão de elétrons secundários, que é o sinal mais utilizado no processo da formação da imagem. Para isso uma cobertura fina de ouro foi depositada utilizando uma metalizadora a vácuo[28] (figuras 22 e 23).

Após a metalização os corpos-de-prova foram adaptados no microscópio eletrônico de varredura acoplado a um analisador de energia dispersiva espectroscópica e uma câmara fotográfica (figura 24), pertencentes à Universidade Estadual de Feira de Santana (UEFS). As amostras foram avaliadas no monitor do microscópio eletrônico de varredura e fotomicrografadas com aumentos de 350 e 1000 vezes nas paredes oclusal, cervical e axial observando a interface resina/esmalte e resina/dentina para verificar a presença de fendas nas margens das restaurações. As fendas foram mensuradas em escalas de 10μm. A avaliação através de microscopia eletrônica de varredura teve caráter ilustrativo como forma de verificar os diferentes aspectos dos grupos experimentais buscando uma correlação com os níveis de microinfiltração marginal.

PRANCHA 1

FIGURA 1 - DIAGNOdent

FIGURA 2 - DIAGNOdent posicionado na superfície do dente

FIGURA 3 – Material utilizado para mensurar o preparo

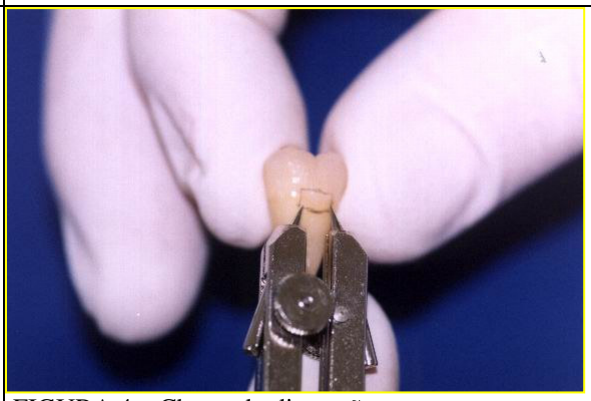

FIGURA 4 – Checando dimensões

FIGURA 5 – Preparo cavitário concluído

FIGURA 6 - Laser de Er:YAG

PRANCHA 2

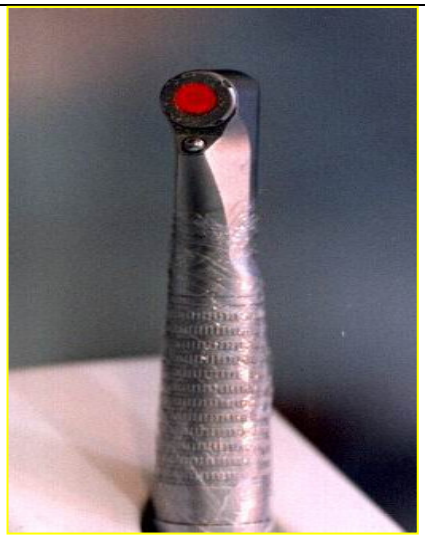

FIGURA 7 – Laser de Er:YAG

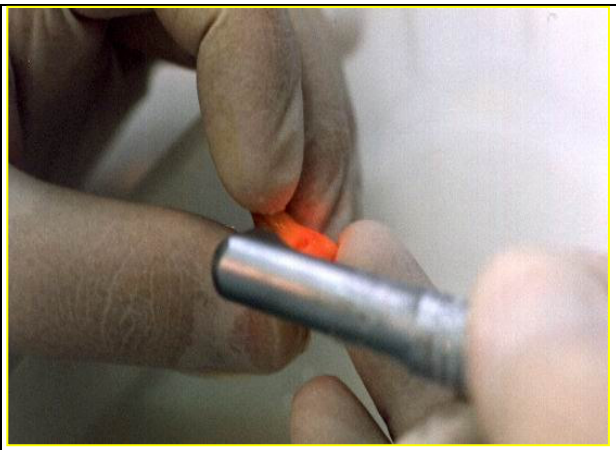

FIGURA 8 - Irradiação com laser de Er:YAG

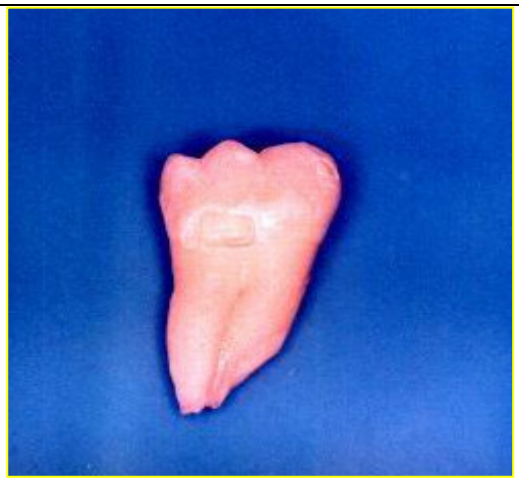

FIGURA 9 - Preparo após condicionamento com laser de Er:YAG

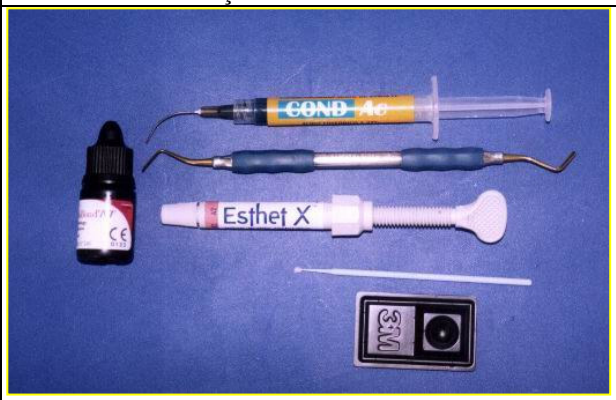

FIGURA 10- Resina Esthet X e Adesivo Prime & Bond NT

FIGURA 11 – Aparelho de luz halógena Kondortech

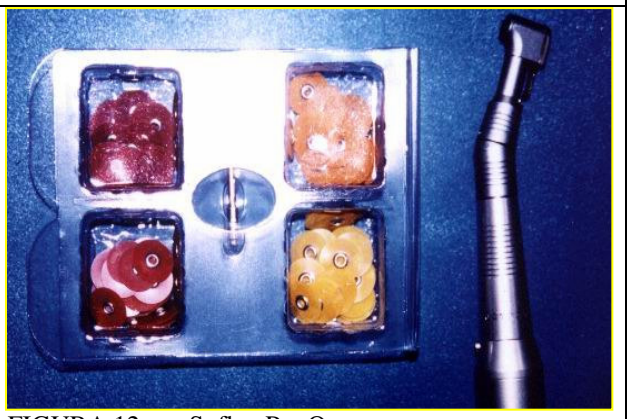

FIGURA 12 - – Soflex PopOn

PRANCHA 3

FIGURA 13 – Laser de Argônio AccuCure 3000

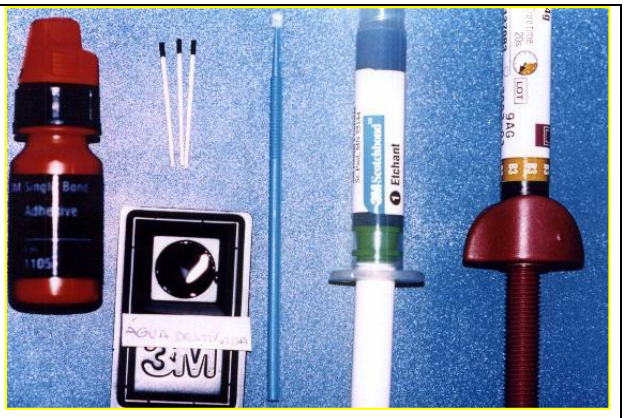

FIGURA 14- – Resina Z250, adesivo SingleBond

FIGURA 15 – Material utilizado para isolar a área das restaurações.

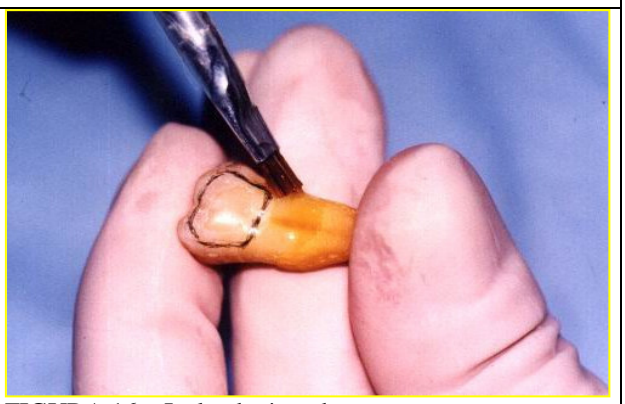

FIGURA 16 – Isolando área da restauração

FIGURA 17 – Máquina de ciclagem térmica

FIGURA 18 – Dentes no banho térmico

PRANCHA 4

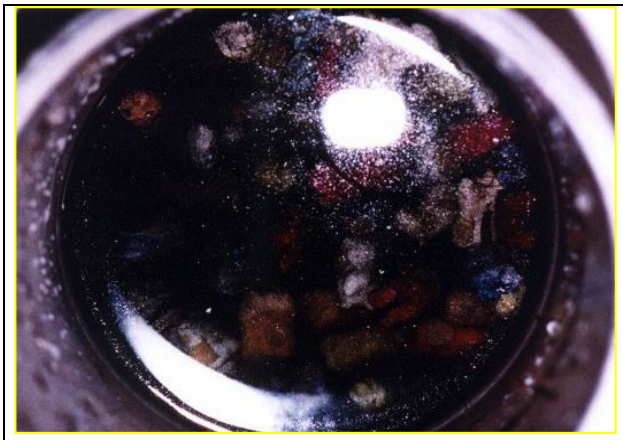

FIGURA 19 – Dentes imersos em nitrato de prata

FIGURA 20 - Dentes em solução reveladora

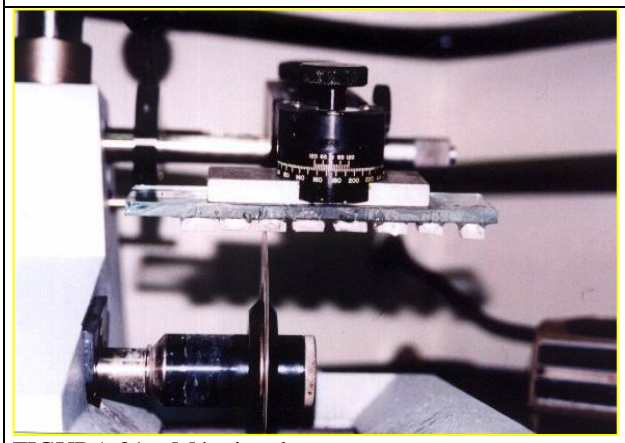

FIGURA 21 – Máquina de corte

FIGURA 22– – Evaporadora Balzers para metalização das amostras

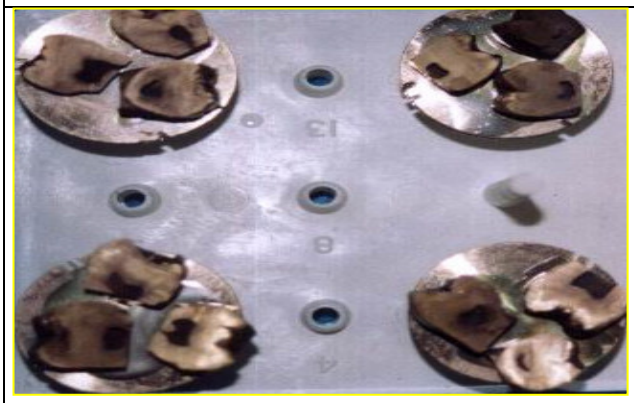

FIGURA 23 – Amostras metalizadas

FIGURA 24 – Microscópio eletrônico de varredura

5.0 RESULTADOS
5.1 MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL

Após a análise em lupa estereoscópica cada amostra numerada teve seu escore anotado por cada examinador em ficha especialmente confeccionada para esta finalidade (ANEXO C). A partir dos dados dos três examinadores (ANEXO D) foi realizado o teste de correlação de Spearmann, através do programa STATA versão 7.0 para Windows, com a finalidade de observar o grau de concordância interexaminador (ANEXO E). Os resultados da correlação de Spearmann mostraram um grau de concordância excelente entre os examinadores. Em vista disto foi escolhido para as análises subseqüentes os dados do Examinador 1, atribuindo-se o valor 1 para a parede oclusal e 2 para a parede cervical (ANEXO F). Esta atribuição numérica viabiliza a tabulação de dados no programa estatístico. A distribuição dos dados foi realizada, de maneira detalhada, para cada grupo experimental, especificando-se as paredes oclusais e cervicais (ANEXO G). Partindo-se destes resultados calculou-se a estatística descritiva da microinfiltração marginal para cada grupo de estudo.

Inicialmente foi realizada uma análise para verificar a distribuição dos percentis e os valores mínimos e máximos obtidos em cada grupo nas paredes oclusais e cervicais, individualmente (tabelas 1 e 2). Os gráficos 1, 2, 3 e 4 ilustram os valores obtidos nas tabelas.

Tabela 1 – Distribuição dos percentis e os valores mínimos e máximos obtidos em cada grupo na parede oclusal

GRUPO	*Nº AMOSTRAS*	*MEDIA*	*DESVIO PADRÃO*	*MÍNIMO*	*MÁXIMO*	*MEDIANA*	*75%*	*25%*
I	10	0,40	0,52	0	1	0	1	0
II	10	0,10	0,32	0	1	0	0	0
III	10	0,00	0,00	0	0	0	0	0
IV	10	0,20	0,42	0	1	0	0	0
V	10	0,60	0,52	0	1	1	1	0
VI	10	0,40	0,97	0	3	0	0	0
VII	10	0,00	0,00	0	0	0	0	0
VIII	10	0,00	0,00	0	0	0	0	0

A partir destes resultados pôde-se observar, em termos percentuais, que cem por cento das amostras dos grupos II (AR/PBNT/Arg), III (AR/SB/Lh), IV (AR/SB/Arg), VI (AR/Er:YAG/PBNT/Arg), VII (AR/Er:YAG/SB/Lh) e VIII (AR/Er:YAG/SB/Arg) apresentaram valor igual a zero, ou seja, nestes grupos não houve infiltração de corante nas paredes oclusais. Os grupos I (AR/PBNT/Lh) e V (AR/Er:YAG/ PBNT/Lh) mostraram valor igual a um em 75% das amostras, significando que houve infiltração em apenas um terço da parede oclusal, enquanto os 25% restantes apresentaram valor igual a zero. Estes achados estão ilustrados nos gráficos 1 e 2.

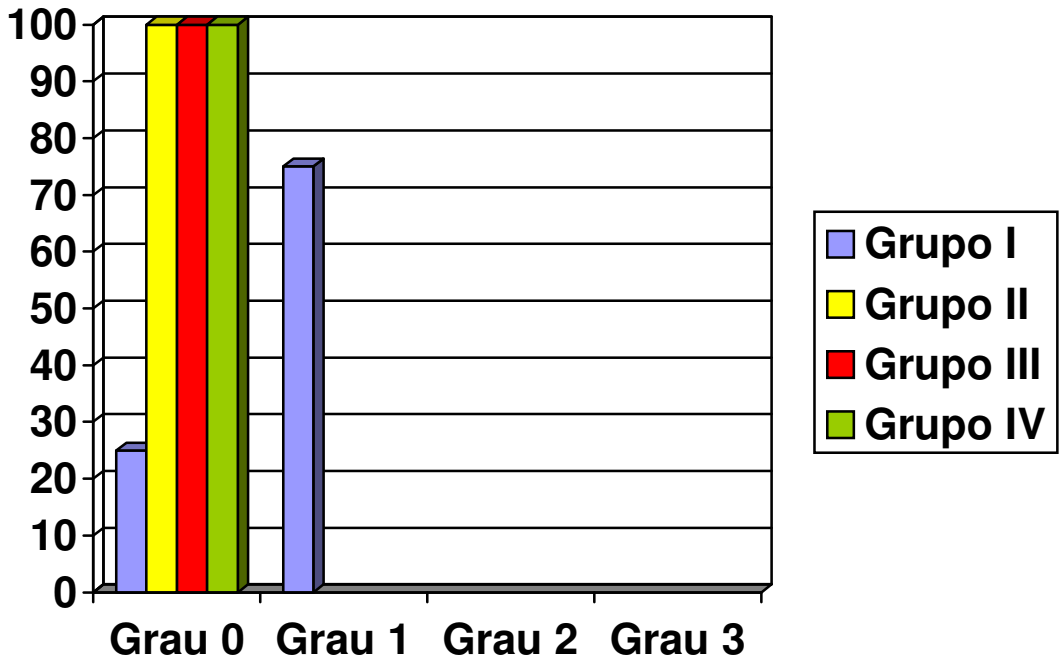

Gráfico 1 – Distribuição dos percentis dos grupos I, II, III e IV nas paredes oclusais

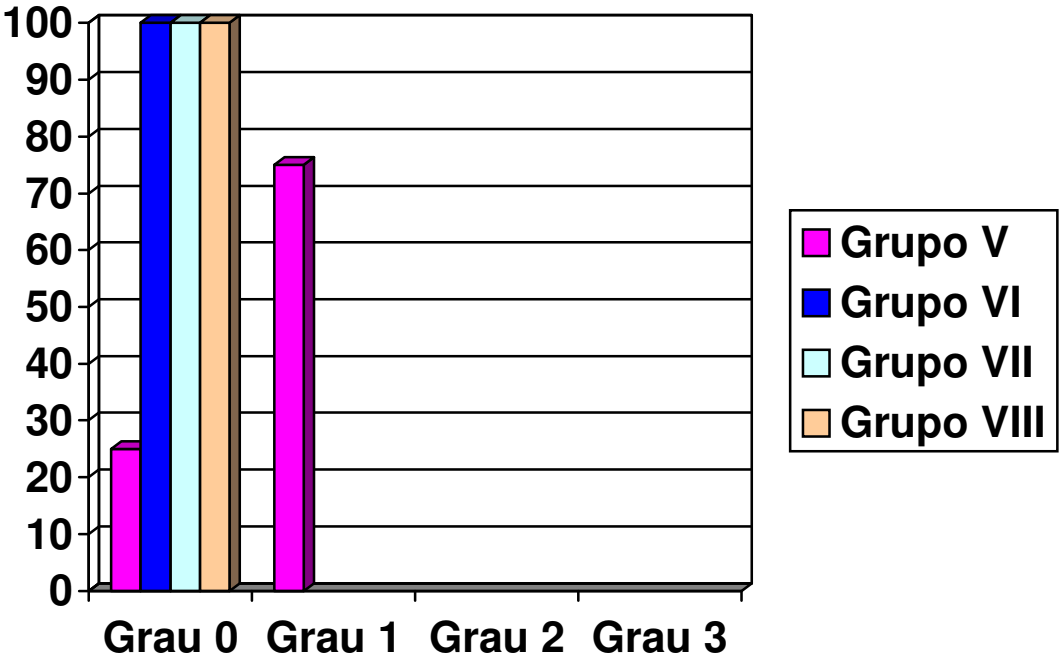

Gráfico 2 – Distribuição dos percentis dos grupos V, VI, VII e VIII nas paredes oclusais

Tabela 2 – Distribuição dos a distribuição dos percentis e os valores mínimos e máximos obtidos em cada grupo na parede cervical

GRUPO	Nº AMOSTRAS	MEDIA	DESVIO PADRÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MEDIANA	75%	25%
I	10	2,10	1,45	0	3	3	3	0
II	10	2,90	0,32	2	3	3	3	3
III	10	0,40	0,52	0	1	0	1	0
IV	10	2,00	1,33	0	3	3	3	1
V	10	2,80	0,63	1	3	3	3	3
VI	10	3,00	0,00	3	3	3	3	3
VII	10	2,00	0,94	1	3	2	2	1
VIII	10	0,80	0,92	0	3	1	1	0

A partir destes resultados pôde-se observar, em termos percentuais, que cem por cento dos espécimes dos grupos II (AR/PBNT/Arg), V (AR/Er:YAG/PBNT/Lh) e VI (AR/Er:YAG/PBNT/Arg) apresentaram valor igual a três, ou seja, houve infiltração em mais de dois terços da parede cervical em todas as amostras, sendo este o maior nível de microinfiltração marginal estabelecido neste estudo. Em todos estes grupos o sistema PBNT foi utilizado variando-se as fontes de ativação. Apenas os grupos I (AR/PBNT/Lh), III (AR/SB/Lh) e VIII (AR/Er:YAG/SB/Arg) apresentaram valor igual a zero em vinte e cinco por cento dos espécimes enquanto os grupos IV (AR/SB/Arg) e VII (AR/Er:YAG/SB/Lh) mostraram neste percentual valor igual a um. Isto indic que, em um percentual de vinte e cinco por cento, o sistema PBNT mostrou um bom desempenho quando o preparo foi feito com alta rotação e a fotoativação foi realizada com luz halógena. Em contrapartida

o sistema SB mostrou um bom desempenho tanto com alta rotação quanto com o condicionamento com o laser de Er:YAG. Para o percentil de setenta e cinco por cento os grupos III (AR/SB/Lh) e VIII (AR/Er:YAG/SB/Arg) apresentaram valor igual a um e estes resultados podem ser considerados bastante satisfatórios na parede cervical considerando-se as particularidades que envolvem o processo de adesão à dentina. Em ambos os grupos foi utilizado o sistema SB sendo que no grupo preparado com alta rotação a fotoativação feita com luz halógena e no grupo condicionado com laser de Er:YAG utilizou-se o laser de Argônio como fonte ativadora. O grupo VII (AR/Er:YAG/SB/Lh) apresentou valor igual a dois e os grupos I (AR/PBNT/Lh) e IV (AR/SB/Arg) mostraram infiltração grau três. Estes resultados estão bem ilustrados nos gráficos 3 e 4.

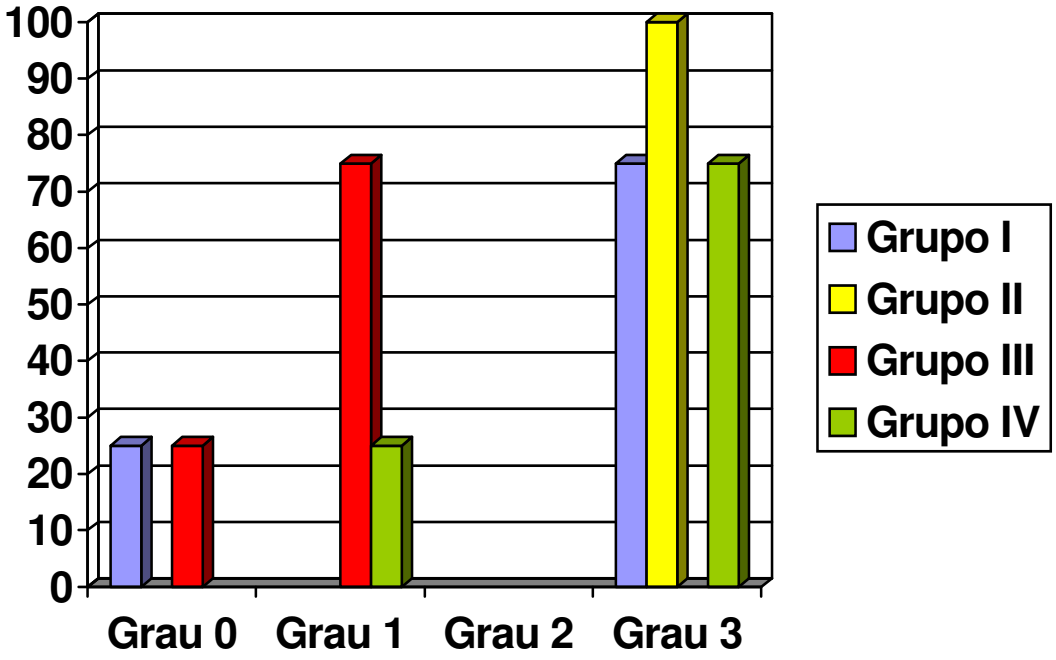

Gráfico 3 – Distribuição dos percentis dos grupos I, II, III e IV nas paredes cervicais

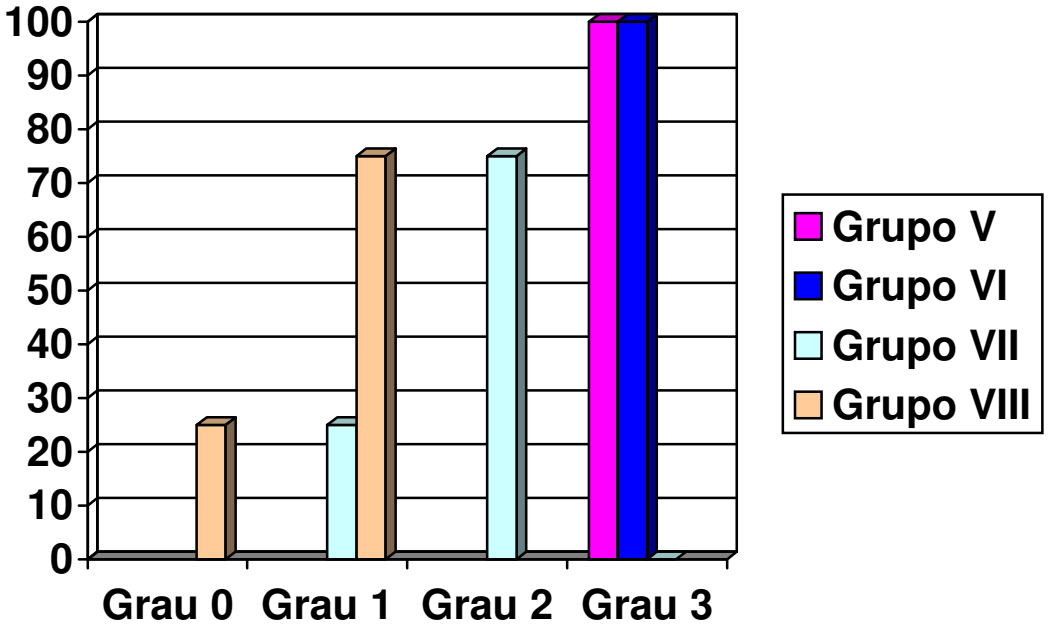

Gráfico 4 - Distribuição dos percentis dos grupos V, VI, VII e VIII nas paredes cervicais

Os resultados encontrados até o momento já denotam uma diferença de desempenho quanto a microinfiltração marginal entre as paredes oclusais e cervicais. Considerando a natureza qualitativa ordinal da escala de mensuração empregada e a necessidade de comparação dos grupos de maneira independente, dois a dois, utilizou-se a prova de Mann-Whitney com nível de probabilidades de 5% (α = 0,05). Valores de *p* menores que o tabelado indicam que os grupos comparados entre si não podem ser considerados iguais configurando-se, portanto a rejeição da hipótese de nulidade (H_θ). O teste de Mann-Whitney foi aplicado comparando-se os grupos 2 a 2 avaliando-se as paredes individualmente (tabelas 3 e 4). Optou-se por uma comparação seletiva entre os grupos devido a critérios de avaliação biológicos procurando associar grupos que apresentassem apenas uma variável diferente, quais sejam, a forma de preparo, o tipo de sistema adesivo utilizado e a forma de ativação do material restaurador. Dentre as possíveis combinações foram encontradas doze, as quais estão dispostas nas tabelas a seguir:

Tabela 3 – Mann-Whitney para comparar dois a dois a distribuição dos graus de microinfiltração marginal dos grupos correspondentes na parede oclusal

GRUPOS 2x2	*Nº AMOSTRAL*	*VALOR DE p*
I x II	10	0,1311
I x III	10	**0,0293***
I x V	10	0,3833
II x IV	10	0,5416
II x VI	10	0,5032
III x IV	10	0,1462
IV x VIII	10	0,1462
V x V I	10	0,1360
V x V II	10	**0,0043***
VI x VIII	10	0,1468

p< 0,05 – os grupos não podem ser considerados iguais (*) - rejeita a hipótese de nulidade

As comparações entre os grupos I (AR/PBNT/Lh) e III (AR/SB/Lh), e os grupos V (AR/Er:YAG /PBNT/Lh) e VII (AR/Er:YAG/SB/Lh) mostraram para o teste de Mann Whitney resultados que denotam uma diferença significativa frente a microinfiltração marginal para as paredes oclusais. Os demais grupos não mostraram diferenças significativas quando comparados entre si, pois, nestes casos, o valor de *p* foi maior que 0,05, aceitando-se portanto a hipótese de nulidade. Importante notar que os grupos I e V foram os únicos que apresentaram valor igual a um em setenta e cinco por cento das amostras quando foi feita a distribuição dos percentis dos grupos (gráficos 1 e 2).

Tabela 4 – Mann-Whitney para comparar dois a dois a distribuição dos graus de microinfiltração marginal dos grupos correspondentes na parede cervical

GRUPOS 2x2	*Nº AMOSTRAL*	*VALOR DE p*
I x II	10	0,2123
I x III	10	**0,0181***
I x V	10	0,2123
II x IV	10	**0,0908***
II x VI	10	0,3173
III x IV	10	**0,0101***
III x VII	10	**0,0008***
IV x VIII	10	**0,0544***
V x V I	10	0,3173
V x V II	10	**0,0314***
VI x VIII	10	**0,0002***
VII x VIII	10	**0,0102***

p< 0,05 – os grupos não podem ser considerados iguais (*) - rejeita a hipótese de nulidade

Os resultados do teste de Mann-Whitney para as paredes cervicais mostram um maior número de grupos apresentando diferenças significativas do que os encontrados para as paredes oclusais. Entre as doze combinações realizadas foram encontradas oito com diferenças significativas cujo valor de *p* foi menor que 0,05 rejeitando-se, portanto, a hipótese de que os grupos são iguais. Essas diferenças ocorreram entre os grupos I (AR/PBNT/Lh) e III (AR/SB/Lh); II (AR/PBNT/Arg) e IV (AR/SB/Arg); III (AR/SB/Lh) e IV (AR/SB/Arg); III (AR/SB/Lh) e VII (AR/Er:YAG/SB/Lh); IV(AR/SB/Arg) e VIII (AR/Er:YAG/SB/Arg); V (AR/Er:YAG/PBNT/Lh) e VII (AR/Er:YAG/SB/Lh); VI (AR/Er:YAG/PBNT/Arg) e VIII (AR/Er:YAG/SB/Arg); VII (AR/Er:YAG/SB/Lh) e VIII (AR/Er:YAG/SB/Arg). A diversidade de respostas encontradas em dentina nestes grupos foi devido ao desempenho frente ao condicionamento com o laser de Er:YAG em relação ao tipo de sistema adesivo utilizado e da forma de fotoativar o material.

5.2 Resultados Microscopia Eletrônica de Varredura

As amostras dos grupos A, B, C, D, E, F, G e H foram avaliadas no monitor do microscópio eletrônico de varredura e fotomicrografadas com aumento de 350 e 1000 vezes nas paredes oclusal, axial e cervical observando a interface resina/esmalte e resina/dentina com o intuito de verificar a presença de fendas nas margens das restaurações. As figuras estão dispostas nas pranchas 5 a 12.

GRUPO A (Prancha 5)

Este grupo foi preparado com alta rotação e as restaurações foram realizadas com o sistema Prime & Bond/Esthet X e fotoativadas com luz halógena.

Parede Oclusal - observou-se irregularidades na interface resina/esmalte mostrando um indequado imbricamento micromecânico bem como ausência de material restaurador como pode ser verificado nas figuras 25 e 26.

Parede Axial - presença de fenda superior a 10 μm na interface resina/dentina denotando as falhas na adaptação do material (figura 27).

Parede Cervical – falhas ao longo da interface resina/dentina com fenda superior a 10 μm e ausência de material (figuras 28 e 29).

GRUPO B (Prancha 6)

Este grupo foi preparado com alta rotação e as restaurações foram realizadas com o sistema Prime & Bond/Esthet X e fotoativadas com laser de Argônio (λ 488 nm).

Parede Oclusal – encontrou-se irregularidades na interface resina/esmalte com ausência de material denotando falhas no corpo da resina como pode ser observado nas figuras 30 e 31.

Parede Axial – presença de fenda superior a 10μm na interface resina/dentina (figura 32).

Parede Cervical – falhas na adaptação do material na interface resina/dentina com fenda superior a 10 μm se propagando no corpo da resina (figuras 33 e 34).

GRUPO C (Prancha 7)

Este grupo foi preparado com alta rotação e as restaurações realizadas com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativadas com luz halógena.

Parede Oclusal – os resultados mostraram um adequado imbricamento micromecânico na interface resina/ esmalte sem a presença de fendas sugestivas de falhas na adaptação do material (figuras 35 e 36).

Parede Axial - interface resina /dentina mostrando lisura de superfície e ausência de fendas (figura 37).

Parede Cervical - interface resina/dentina com lisura de superfície mostrando adequado imbricamento micromecânico (figuras 38 e 39).

GRUPO D (Prancha 8)

Este grupo foi preparado com alta rotação e as restaurações foram realizadas com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativadas com laser de Argônio (λ = 488 nm).

Parede Oclusal - interface resina/esmalte com adequado imbricamento micromecânico e ausência de fendas mostando lisura de superfície (figuras 40 e 41).

Parede Axial – ausência de fendas na interface resina/dentina (figura 42).

Parede Cervical – encontrou-se irregularidades na interface resina/dentina porém com fendas inferiores a 10 μm (figuras 43 e 44).

GRUPO E (Prancha 9)

Este grupo foi preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, e as restaurações realizadas com o sistema Prime & Bond/Esthet X e fotoativadas com luz halógena.

Parede Oclusal - interface resina/esmalte com adequada adaptação do material porém com áreas de falta de material no corpo da resina (figuras 45 e 46).

Parede Axial - falhas na interface resina/dentina com fenda superior a 10μm (figura 47).

Parede Cervical - falhas ao longo da interface resina/dentina superior a 10μm com fratura do substrato dentinário (figuras 48 e 49).

GRUPO F (Prancha 10)

Este grupo foi preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, e as restaurações realizadas com o sistema Prime & Bond/Esthet X e fotoativadas com laser de Argônio (λ = 488 nm).

Parede Oclusal – irregularidades na interface resina/esmalte com falta de material no corpo da resina (figuras 50 e 51).

Parede Axial – presença de fenda superior a 10μ na interface resina/dentina com áreas de maior concentração de material (figura 52).

Parede Cervical – presença de fenda superior a 10μm ao longo de toda a interface resina/dentina (figuras 53 e 54).

GRUPO G (Prancha 11)

Este grupo foi preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, e as restaurações realizadas com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativadas com luz halógena.

Parede Oclusal – interface resina/esmalte com adequado imbricamento micromecânico e lisura de superfície (figuras 55 e 56).

Parede Axial - interface resina/dentina mostrando adequada adaptação do material e ausência de fendas (figura 57).

Parede Cervical - interface resina/dentina sem a presença de fendas sugestivas de falhas na adaptação do material (figuras 58 e 59).

GRUPO H (Prancha 12)

Este grupo foi preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, e as restaurações realizadas com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativadas com laser de Argônio (λ = 488 nm).

Parede Oclusal – encontrou-se áreas de irregularidade na interface resina/esmalte inferior a 10µ porém sem comunicação com a superfície externa do dente (figuras 60 e 61).

Parede Axial - interface resina/dentina mostrando adequado imbricamento micromecânico dificultando a visualização da linha que une as duas superfícies (figura 62).

Parede Cervical - interface resina/dentina com adequada adaptação do material sem a presença de fendas e com lisura de superfície (figuras 63 e 64).

PRANCHA 5

FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO A – preparado com alta rotação e restaurações realizadas com o sistema Prime & Bond NT/ Esthet X e fotoativadas com aparelho convencional. Aumentos de 350 e 1000 X

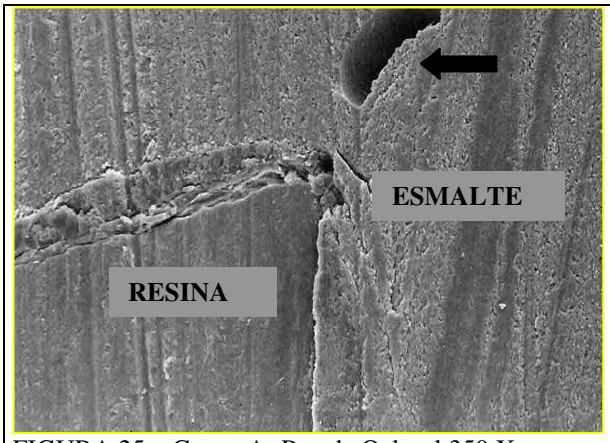

FIGURA 25– Grupo A- Parede Oclusal 350 X - irregularidades na interface resina/esmalte e ausência de material (seta)

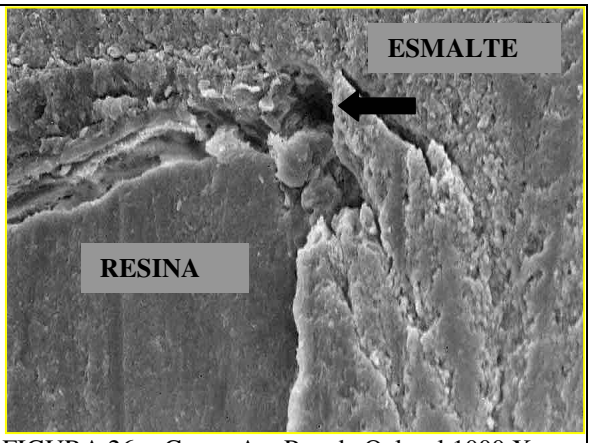

FIGURA 26 - Grupo A – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando em detalhes as irregularidades

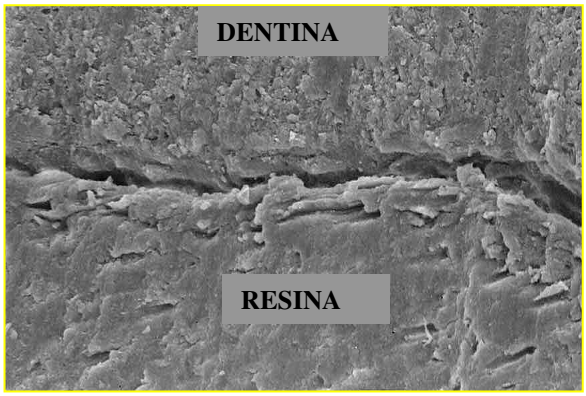

FIGURA 27 – Grupo A – Parede Axial 1000 X - presença de fenda superior a 10 µm na interface resina/dentina denotando as falhas na adaptação do material

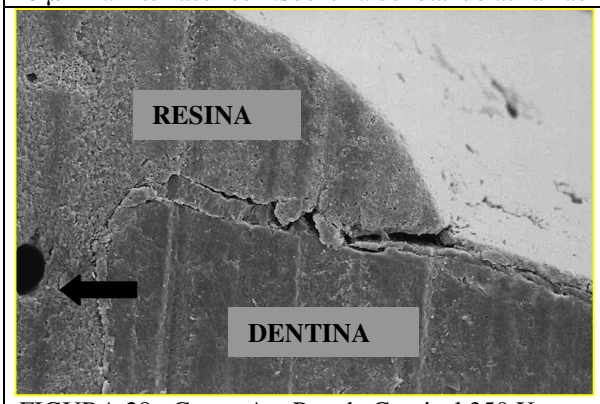

FIGURA 28– Grupo A – Parede Cervical 350 X – áreas de irregularidades ao longo da interface resina/dentina com fenda superior a 10 µm

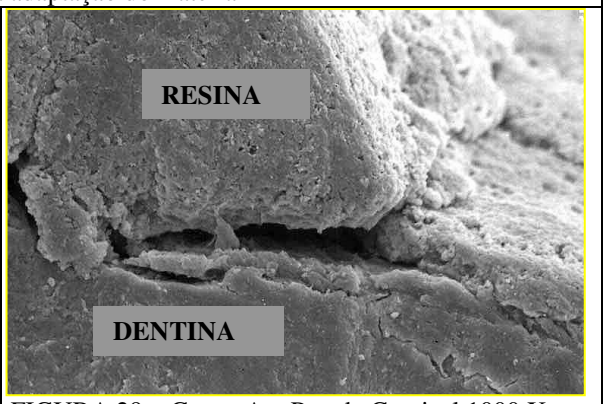

FIGURA 29 – Grupo A – Parede Cervical 1000 X - maior aumento da fotomicrografia anterior

PRANCHA 6

FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO B – preparado com alta rotação, restaurações realizadas com o sistema Prime & Bond NT/ Esthet X e fotoativadas com laser de Argônio (λ = 488 nm). Aumentos de 350 e 1000 X

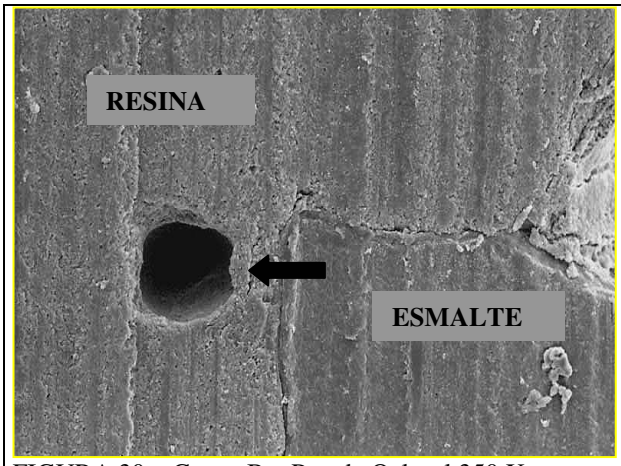

FIGURA 30– Grupo B – Parede Oclusal 350 X - apresentando irregularidades na interface resina/esmalte com ausência de material (seta)

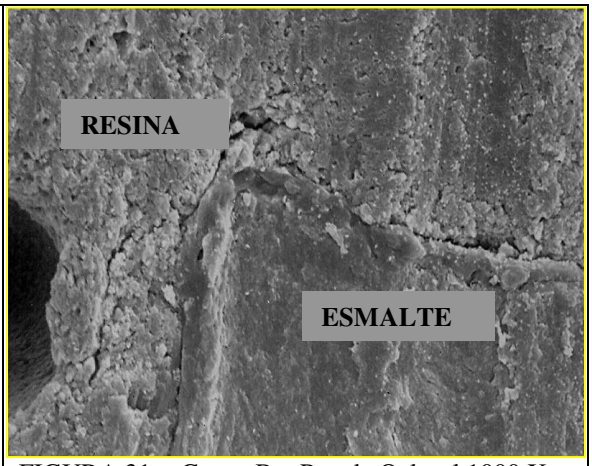

FIGURA 31 - Grupo B – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando em detalhes as irregularidades

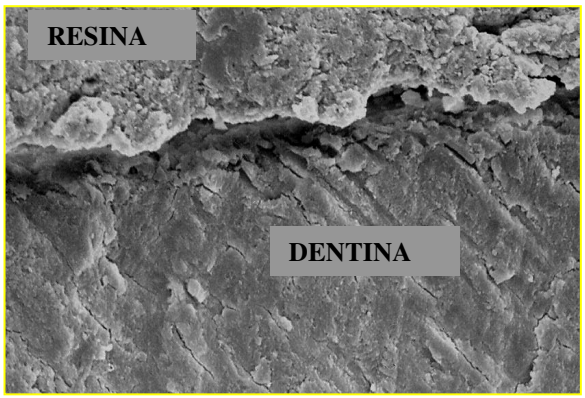

FIGURA 32 – Grupo B– Parede Axial 1000 X - interface resina dentina com fenda superior a 10µm

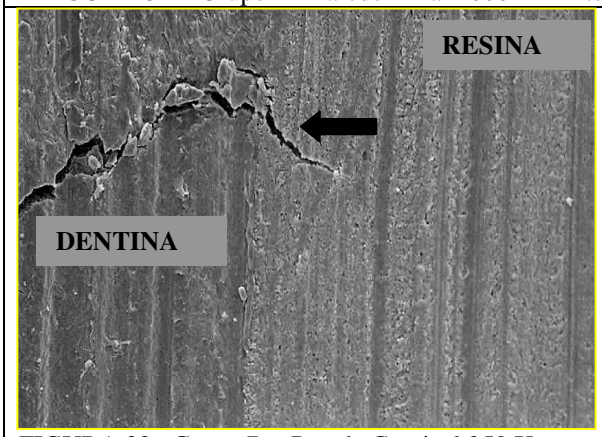

FIGURA 33– Grupo B – Parede Cervical 350 X – fenda superior a 10 µm no corpo da resina

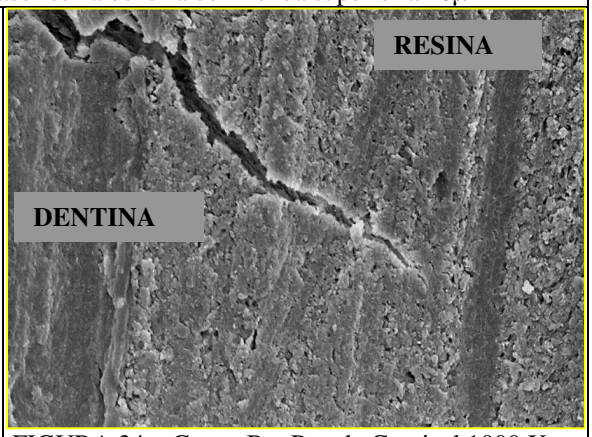

FIGURA 34 – Grupo B – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior

PRANCHA 7

FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO C – preparado com alta rotação, restaurações realizadas com o sistema Single Bond/ Z250 e fotoativadas com aparelho convencional. Aumentos de 350 e 1000 X

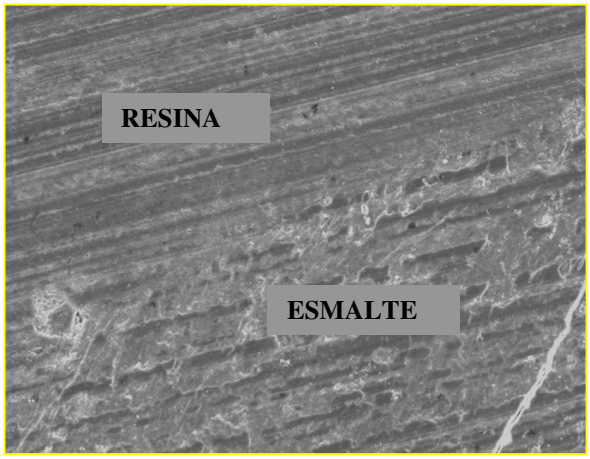

FIGURA 35– Grupo C – Parede Oclusal 350 X – interface resina/esmalte com adequado embricamento micromecânico e ausência de fendas

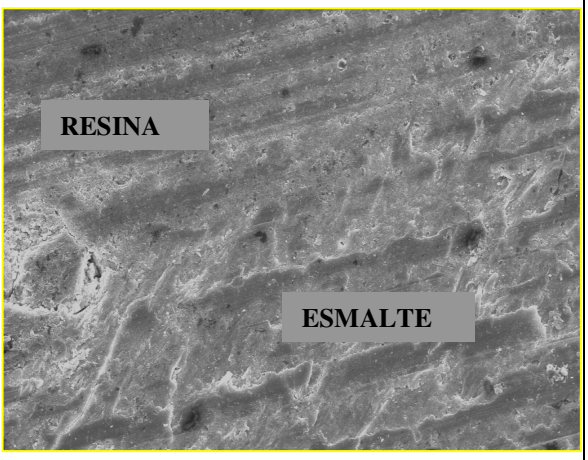

FIGURA 36 - Grupo C – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando em detalhes a interface resina/esmalte

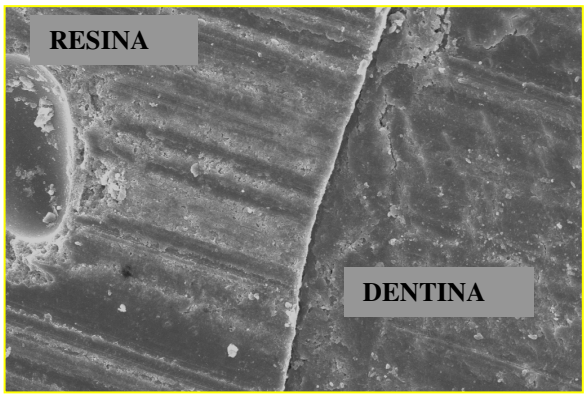

FIGURA 37 – Grupo C – Parede Axial 1000 X – interface resina dentina sem a presença de fendas sugestivas de falhas na adaptação do material

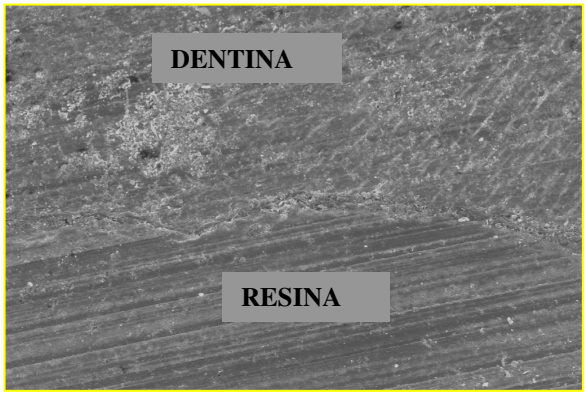

FIGURA 38– Grupo C – Parede Cervical 350 X –

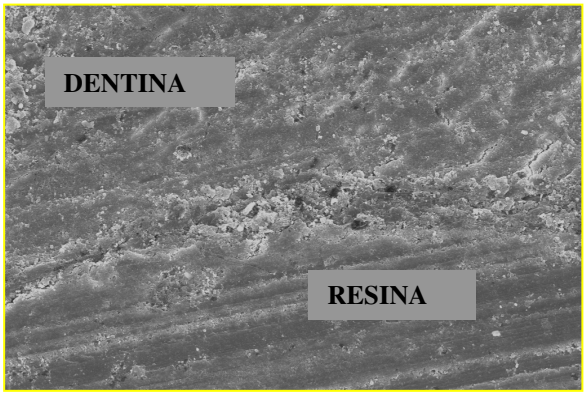

FIGURA 39 – Grupo C – Parede Cervical 1000 X –

PRANCHA 8

FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO D – preparado com alta rotação, restaurações realizadas com o sistema Single Bond/ Z250 e fotoativadas com laser de Argônio (λ = 488 nm). Aumentos de 350 e 1000 X

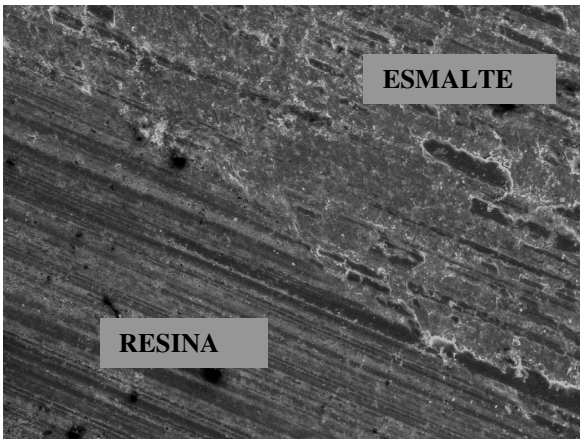

FIGURA 40– Grupo D – Parede Oclusal 350 X – interface resina/esmalte com adequado embricamento micromecânico e ausência de fendas

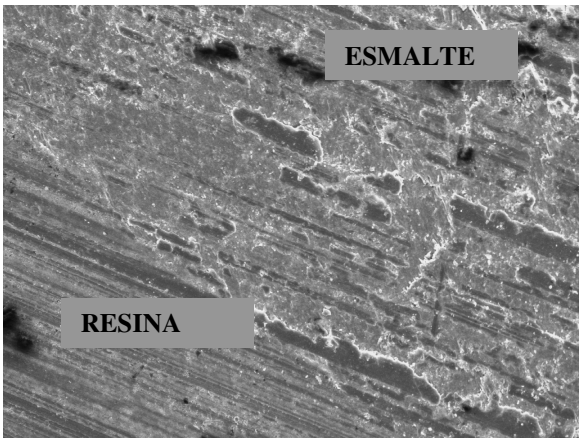

FIGURA 41 – Grupo D – Parede Oclusal 1000 X - maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando em detalhes a interface resina/esmalte

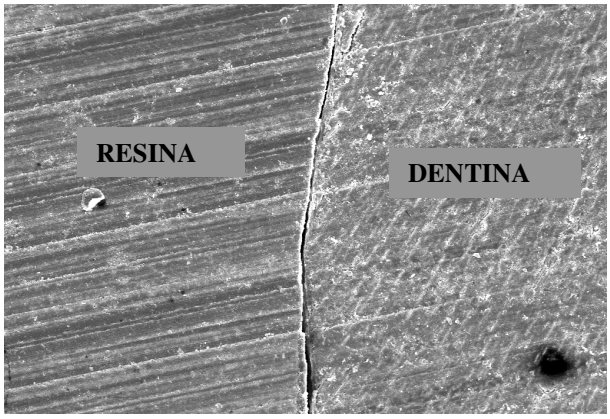

FIGURA 42 – Grupo D – Parede Axial 1000 X – ausência de fendas na interface resina dentina

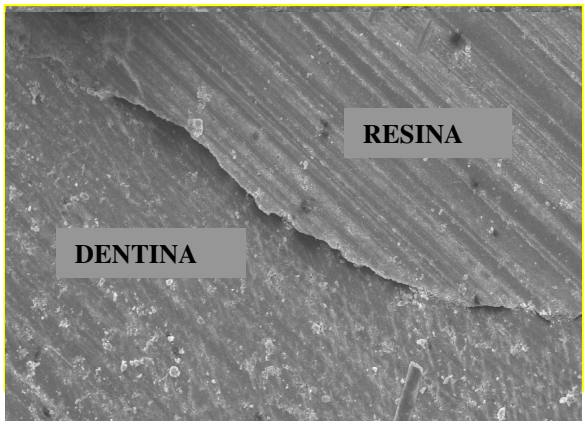

FIGURA 43– Grupo D – Parede Cervical 350 X – fenda inferior a 10 µm

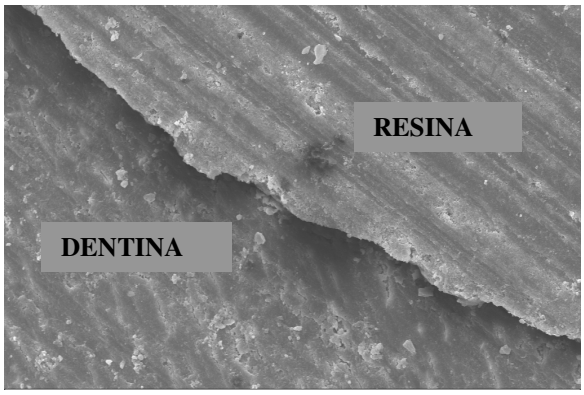

FIGURA 44 – Grupo D – Parede Cervical 1000 X –

PRANCHA 9

FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO E – preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurações realizadas com o sistema Prime & Bond NT/ Esthet X e fotoativadas com aparelho convencional. Aumentos de 350 e 1000 X

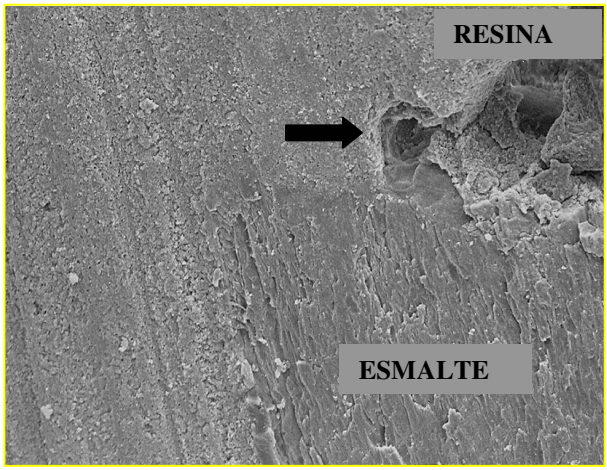

FIGURA 45– Grupo E – Parede Oclusal 350 X – interface resina/esmalte com adequada adaptação do material porém com áreas de falta de material no corpo da resina (seta)

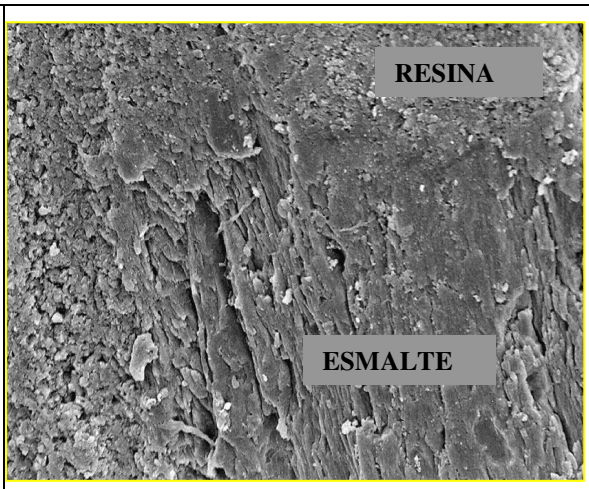

FIGURA 46 - Grupo E – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior mostrando o embricamento micromecânico do material

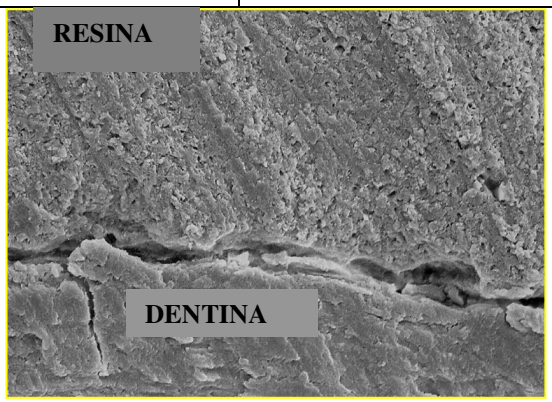

FIGURA 47 – Grupo E– Parede Axial 1000 X – falhas na interface resina/dentina com fenda superior a 10µm

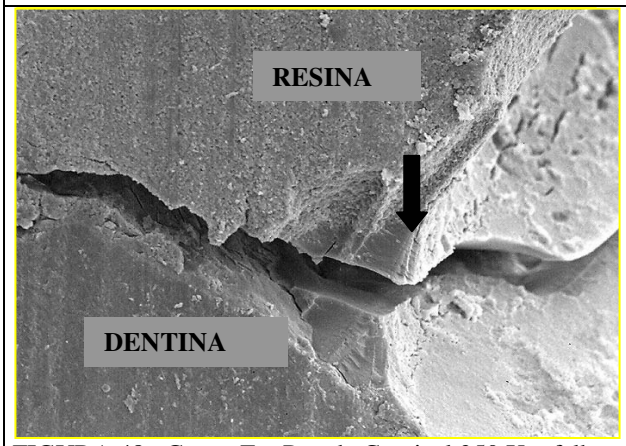

FIGURA 48– Grupo E – Parede Cervical 350 X – falha superior a 10 µm

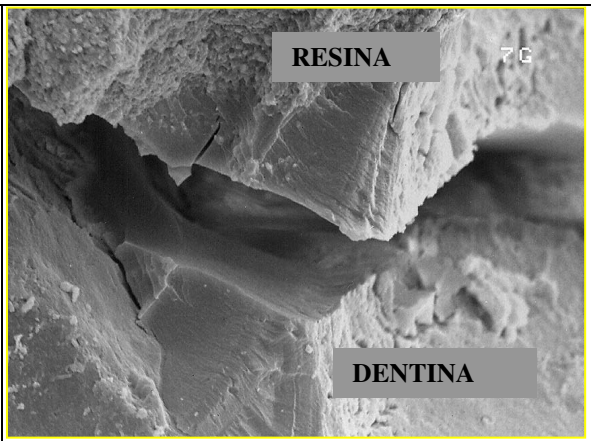

FIGURA 49 – Grupo E – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da foto anterior

PRANCHA 10

FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO F – preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurações realizadas com o sistema Prime & Bond NT/ Esthet X e fotoativadas com laser de Argônio (λ = 488 nm). Aumentos de 350 e 1000 X

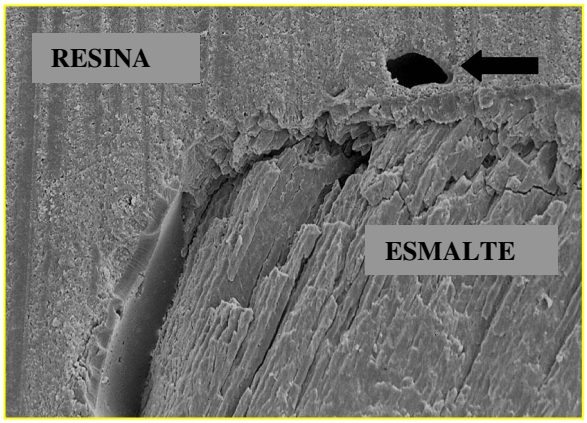

FIGURA 50– Grupo F – Parede Oclusal 350 X – irregularidades na interface resina/esmalte com falhas de material no corpo da resina (seta)

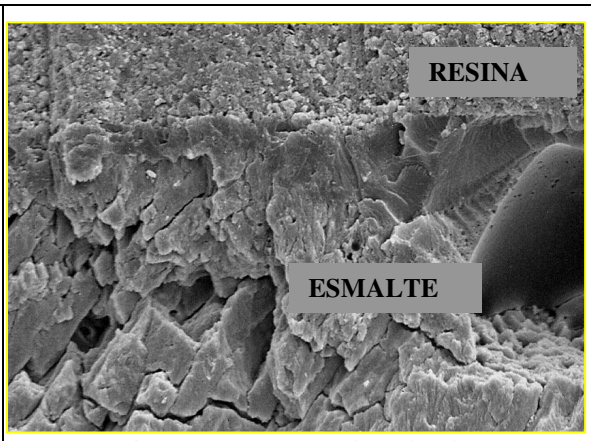

FIGURA 51 - Grupo F – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior

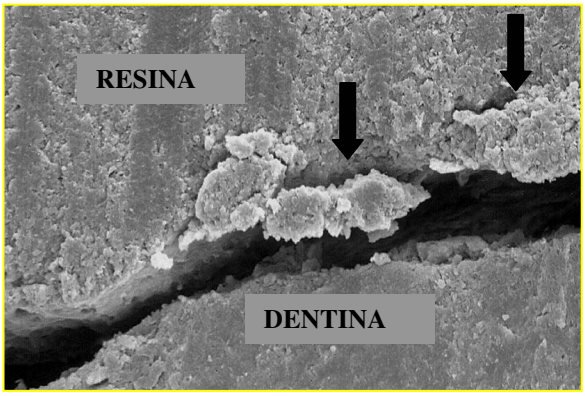

FIGURA 52 – Grupo F – Parede Axial 1000 X – presença de fenda superior a 10µ m na interface resina/dentina com áreas de maior concentração de material (seta)

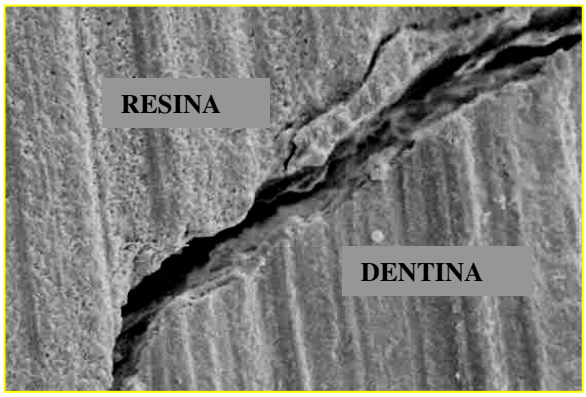

FIGURA 53– Grupo F – Parede Cervical 350 X – fenda superior a 10µm ao longo de toda a interface

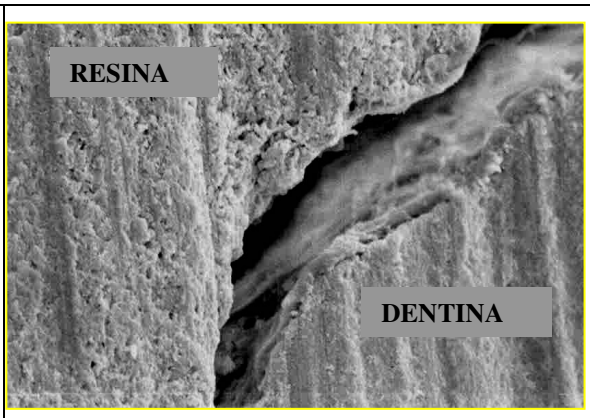

FIGURA 54 – Grupo F – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior

PRANCHA 11

FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO G – preparado com alta rotação, condicionamento com laser de Er:YAG, restaurações realizadas com o sistema Single Bond/ Z250 e fotoativadas com aparelho convencional. Aumentos de 350 e 1000 X

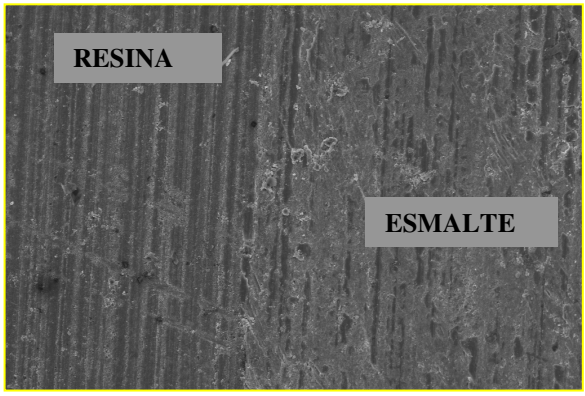

FIGURA 55– Grupo G – Parede Oclusal 350 X - interface/resina esmalte com ausência de fendas

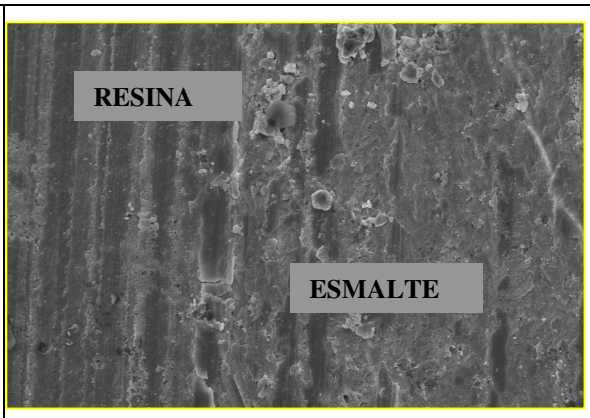

FIGURA 56 - Grupo G – Parede Oclusal 1000 X - maior aumento da fotomicrografia anterior

FIGURA 57– Grupo G – Parede Axial 1000 X - interface resina dentina mostrando adequada adaptação do material

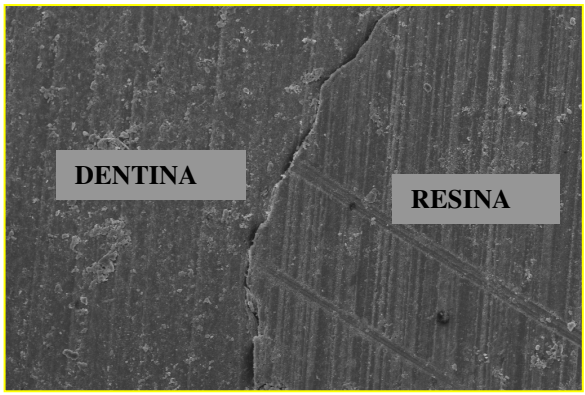

FIGURA 58– Grupo G – Parede Cervical 350 X –

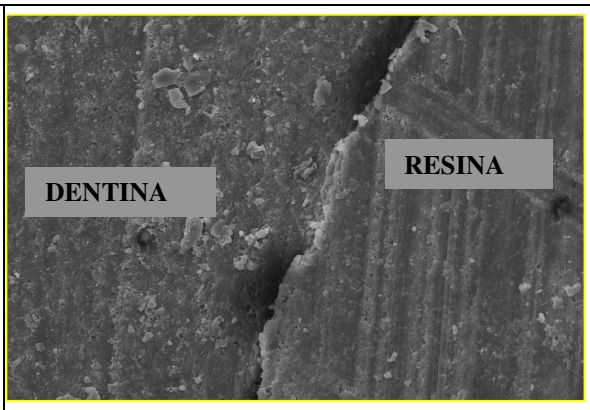

FIGURA 59 – Grupo G – Parede Cervical 1000 X –

PRANCHA 12

FOTOMICROGRAFIAS DO GRUPO H – preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurações realizadas com o sistema Single Bond/ Z250 e fotoativadas com laser de Argônio (λ = 488 nm). Aumentos de 350 e 1000 X

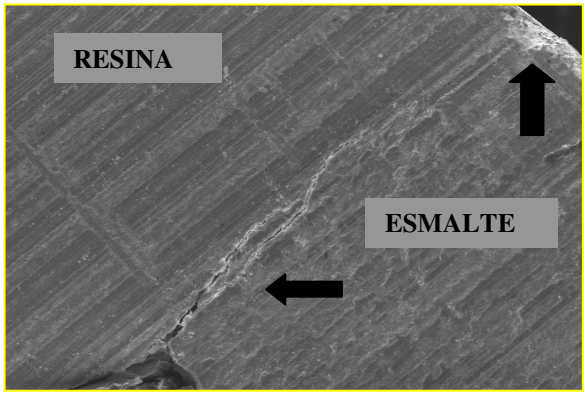

FIGURA 60– Grupo H – Parede Oclusal 350 X – área de irregularidade na interface resina/esmalte sem comunicação com a superfície externa (setas)

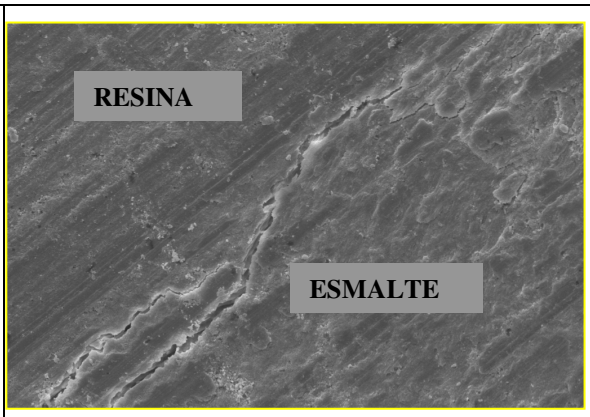

FIGURA 61 - Grupo H – Parede Oclusal 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior

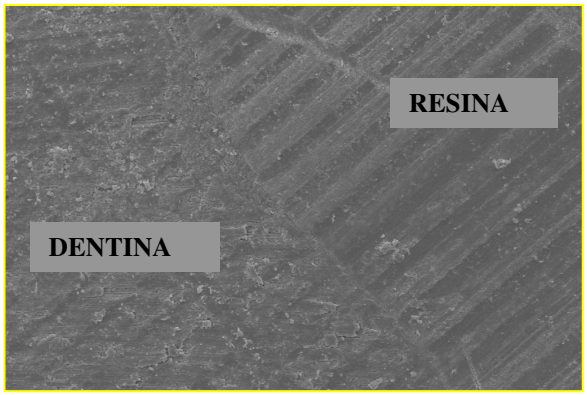

FIGURA 62– Grupo H – Parede Axial 1000 X - interface resina/dentina mostrando adequado embricamento micromecânico dificultando a visualização da linha que une as duas superfícies

FIGURA 63– Grupo H – Parede Cervical 350 X – interface resina/dentina com adequada adaptação do material sem a presença de fendas

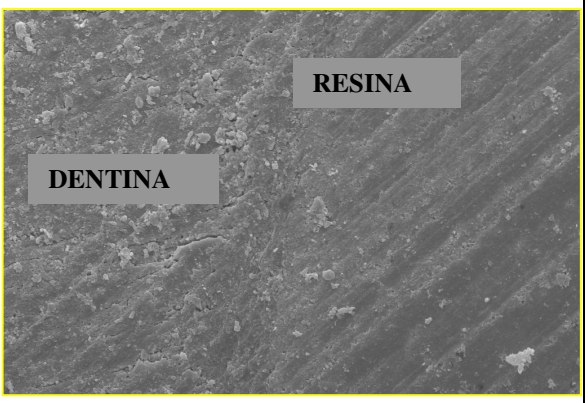

FIGURA 64 – Grupo H – Parede Cervical 1000 X – maior aumento da fotomicrografia anterior

6.0 DISCUSSÃO

Um dos maiores desafios da Dentística tem sido a obtenção de uma adesão adequada dos materiais restauradores à estrutura dental, especialmente à dentina, cuja matriz orgânica, composta primariamente de colágeno, apresenta particularidades que podem dificultar a formação de uma camada híbrida de qualidade.

Os estudos de microinfiltração marginal tem sido bastante úteis para avaliar a adesão, tendo em vista a complexidade do fenômeno. Conceituada como a passagem de bactérias, fluidos, moléculas ou íons na interface do tecido dental e a restauração, sua ocorrência tem sido associada, dentre outros fatores, às diferentes tecnologias de preparos cavitários, aos tipos de sistemas adesivos e resinas compostas disponíveis comercialmente e suas mais variadas formulações químicas, às diversas fontes de fotoativação, seja a luz halógena, os led's, o arco de plasma ou laser de Argônio, avaliadas quanto às intensidades de luz, distância focal e tempos de polimerização. Além disso, a execução das restaurações, obedecendo-se aos princípios de adesividade úmida e a importância da inserção incremental da resina na cavidade, têm sido discutidos. Diante de tantos fatores de variação torna-se difícil evitar completamente a microinfiltração na prática clínica, somando-se ao fato de que, todas as resinas compostas, pela própria estrutura molecular da matriz, apresentam um percentual de contração de polimerização e módulos de elasticidade peculiares a cada tipo, os quais são responsáveis pelo stress causado sobre a união adesiva durante a polimerização, independente da técnica utilizada. Portanto, o objetivo de se avaliar a

microinfiltração marginal sob os diferentes parâmetros supramencionados está fundamentado na necessidade de buscar alternativas que possam diminuir a ocorrência do fenômeno e não propriamente de evitá-lo.

Em relação às formas de fotoativação houve variações quanto a realização ou não do condicionamento com laser de Er:YAG. Quando a luz halógena foi utilizada, os menores níveis de microinfiltração marginal foram obtidos em cavidades preparadas apenas com alta rotação, como pode ser visto nos resultados encontrados nos grupos III (preparado com alta rotação, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com luz halógena) e VII (preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com luz halógena), os quais mostraram diferenças significativas quanto aos níveis de microinfiltração marginal em dentina, com menor percentil encontrado no grupo III (tabela 4, gráficos 3 e 4). Estes achados contrastam com BLANKENAU et al., (1999); CEBALLOS et al., (2001); HOSSAIN et al., (2003) que não encontraram diferenças entre a alta rotação e o laser seguidos de condicionamento ácido. CORONA et al., (2003) encontrou diferenças significativas no grupo laser, o que está de acordo com os resultados deste estudo. No esmalte, em ambos os grupos, todas as amostras apresentaram grau zero de microinfiltração marginal, concordando com BLANKENAU et al., 1999; CURTI et al., (2004); GIACHETTI et al., (2004); HOSSAIN et al., (2003). Segundo os autores o condicionamento com laser de Er:YAG, associado ao ácido fosfórico, tem sido preconizado como forma de aumentar a retenção micromecânica e propiciar um aumento da adesão, especialmente no esmalte, podendo ser observado em microscopia eletrônica de varredura as irregularidades dos cristais

com distinto padrão de superfície. Estes baixos níveis de microinfiltração marginal em esmalte foram encontrados em todos os grupos experimentais, independente do protocolo estabelecido, o que está de acordo com os achados de OWENS et al., (1995); RAMOS, (1998); MISERENDINO et al., (1998); YAZICI et al., (2003); SHOOK et al., (2003).

No entanto, quando o laser de Argônio foi utilizado observou-se um melhor desempenho frente a microinfiltração marginal quando o condicionamento com laser de Er:YAG foi preconizado antes do condicionamento ácido, com diferenças significativas, como mostram os resultados do Grupo IV (preparado com alta rotação, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com laser de Argônio λ=488nm) em relação ao VIII (preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com laser de Argônio λ=488nm), com melhor resultado para este último.

Fazendo-se uma analogia entre estes resultados e os obtidos nos grupos citados anteriormente (Grupos III e VII) observa-se que o laser de Argônio só apresentou um desempenho superior à luz halógena quando as cavidades foram condicionadas com o laser de Er:YAG.

O protocolo estabelecido para a fotoativação dos sistemas adesivos e das resinas compostas com laser de Argônio (λ=488nm) foi de 250mW out put, fibra óptica Ø =1cm, distância focal de 20mm, com tempos de 05 e 10 segundos, respectivamente, concordando com POWELL; BLANKENAU (2001), os quais relataram que, usando potências de 250 a 300 mW durante 10 segundos por

incremento, promove-se uma ótima polimerização por menor tempo e com melhores propriedades físicas do que com a luz halógena.

Os estudos têm sido controversos em relação à capacidade de polimerização do laser de Argônio. Tem sido descrito na literatura que a resistência e a profundidade de polimerização das resinas compostas são aumentadas com o laser. Uma menor quantidade de monômeros não polimerizados são encontrados em resinas curadas com laser do que a luz halógena convencional. Estes resultados certamente aumentam as propriedades físicas das resinas, incluindo resistência à compressão, à tração e módulo de resistência flexural (SOARES, et al., 2003; SILVA SOARES, et al., 2003). Estas considerações podem justificar os resultados encontrados no grupo VIII.

De acordo com SHANTHALA et al., (1995); LLORET et al., (2001) resistência é equivalente em ambas as técnicas, embora o laser de Argônio tenha a capacidade de aumentá-la. ST-GEORGES et al., (2002) afirmaram que o laser não interfere nas propriedades físicas da resina.

A dicotomia nestes resultados parece estar associada ao protocolo estabelecido em cada um destes estudos, pois, quando os Grupos III (preparado com alta rotação, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com luz halógena) e IV (preparado com alta rotação, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com laser de Argônio (λ=488nm) foram comparados, as diferenças foram significativas com melhor desempenho frente aos níveis de microinfiltração marginal para o grupo III. Isto demonstra que, nas condições experimentais deste estudo, encontrou-se um desempenho superior da luz

halógena em relação ao laser de Argônio quando as cavidades foram preparadas apenas com alta rotação.

De acordo com FLEMING; MAILET (1999) tanto o grau de conversão de monômeros em polímeros quanto o poder de penetração são maiores com o laser, no entanto, advertem que a rápida polimerização pode aumentar a ocorrência da microinfiltração marginal.

Os estudos de SANTINI; MILIA (2004); BARROS et al., (2003) encontraram menores níveis de microinfiltração marginal em altas intensidades de luz. Discordam destes achados NILGUN et al., (2004); KUBO et al., (2004); PRADELLE-PLASSE et al., (2003).

Um aumento da infiltração e da fragilidade de algumas pequenas partículas de resina tem sido reportados quando é feita a polimerização com laser (CEBALLOS, 2002). Outros estudos não mostram diferenças significativas na contração de polimerização linear (AW; 1997). E ainda há casos que apresentam um menor grau de microinfiltração marginal em restaurações Classe V realizadas em molares humanos extraídos nos grupos polimerizados com laser de Argônio quando comparados à luz halógena (PUPPALA et al., 1996).

Este estudo é concorde que as propriedades da resina composta podem ser melhoradas com o laser de Argônio devido à alta intensidade de luz, aumentando o poder de penetração, fazendo com que um menor número monômeros não polimerizados sejam encontrados na resina com conseqüente diminuição da ocorrência da microinfiltração marginal. No entanto, é importante salientar, que a obtenção destes benefícios, está relacionada à execução de uma técnica

adequada envolvendo os parâmetros de energia, tempo, distância da fonte em relação ao material, quantidade resina por incremento, tipo de resina, composição do sistema adesivo, e, de acordo com nossos resultados, a forma de preparar a cavidade. As melhorias nas propriedades físicas da resina provenientes da fotoativação com laser de Argônio como a resistência flexural, a profundidade de polimerização e a resistência à tração, parecem trazer benefícios quando é realizado o condicionamento com laser de Er:YAG. O melhor desempenho do grupo VIII (preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com laser de Argônio λ=488nm) em relação ao grupo VII (preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com luz halógena) respaldam estas considerações (tabela 4, gráfico 4).

Além das formas de preparo cavitário e dos sistemas de ativação do material restaurador, a adesão tem sido amplamente discutida sob a ótica dos diversos tipos de sistemas adesivos disponíveis comercialmente.

Os sistemas adesivos mais recentes, denominados de quinta geração combinam os componentes químicos *primer* e agente adesivo em um único frasco (sistemas de frasco único), ou ainda, combinam o condicionador, o *primer* e o agente adesivo em uma única solução (sistemas autocondicionantes). A maioria destes sistemas mantém um balanço nas concentrações dos monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos para que exerçam, ao mesmo tempo, a função do *primer* e da resina adesiva. Isto é, são materiais altamente fluidos e voláteis que se tornam mais espessos após a evaporação. O monômero hidrofílico auxilia no

processo de infiltração dentro da rede colágena desmineralizada. O monômero hidrofóbico assegura a formação de uma razoável espessura de resina polimerizada e uma camada superficial de resina não desmineralizada, cuja função é promover a adaptação do viscoso material restaurador polimérico. Nos sistemas autocondicionantes a *smear layer* dissolvida é incorporada na interface de união, permitindo que a difusão do agente resinoso, por entre as fibras colágenas da dentina subjacente, ocorra na sua porção mais superficial, formando uma camada híbrida pouco espessa, porém, eficiente sob o aspecto de retenção e selamento (INOUE et al., 2001a; KOIBUCHI et al, 2001). No entanto, tem sido observado, que em cavidades irradiadas com laser de Er:YAG, ocorre uma influência na resistência adesiva dos sistemas autocondicionantes, tanto em esmalte quanto em dentina, de forma proporcional à energia aplicada, ou seja quanto menor a energia do laser maior a efetividade do sistema adesivo (KATAUMI et al., 1996; NAVARRO, 2001). Esta questão foi considerada neste estudo ao ser escolhido um sistema de quinta geração de frasco único em detrimento de um autocondicionante, pois, seria necessário observar, de que maneira a energia empregada iria interferir na adesão e, conseqüentemente, na microinfiltração marginal das amostras, o que seria difícil de mensurar, e certamente comprometeria os resultados.

Preconizou-se na realização deste estudo dois sistemas adesivos de quinta geração de frasco único (Single Bond e Prime & Bond NT) e duas resinas híbridas (Z250 e Esthet X). O Single Bond possui em sua composição o HEMA (ácido hidroxi-etil metacrilato), Bis-GMA, ácido poliacenóico, água e etanol. O Prime &

Bond NT é composto de resinas di e trimetacrilatos, PENTA (monofosfato dipentaeritrol penta acrilato), fotoiniciadores, estabilizadores e nanoparticulas de dióxido amorfo de silicone e hidrofluoreto cetilamina dissolvidos em acetona. As resinas Z250 e Esthet X são indicadas para restaurações tipo Classe V e apresentam respectivamente 82% e 77,5% em peso de carga inorgânica.

Avaliando-se o desempenho dos dois sistemas adesivos na dentina, foram encontradas diferenças significativas sendo que o Single Bond apresentou menores níveis de microinfiltração marginal do que o Prime & Bond NT.

Os grupos I (alta rotação, Prime & Bond NT/ Esthet X e luz halógena), II (alta rotação, Prime & Bond NT/ Esthet X e laser de Argônio), V (alta rotação, laser de Er:YAG, Prime & Bond NT/ Esthet X e luz halógena) e VI (alta rotação, laser de Er:YAG, Prime & Bond NT/ Esthet X e laser de Argônio) apresentaram os maiores níveis de microinfiltração marginal de todos os grupos experimentais. Com exceção do grupo I, que teve vinte e cinco por cento das amostras com grau zero, nos demais, cem por cento das amostras apresentaram o nível máximo de infiltração do corante (grau três), como pode ser observado nos gráficos 3 e 4. Curiosamente, no grupo I, não foi realizado o condicionamento com laser demonstrando que quando o condicionamento foi feito nos demais grupos, os resultados foram insatisfatórios. A microscopia eletrônica de varredura ilustra bem estes resultados quando mostra nos grupos homólogos A, B, E e F, irregularidades na interface resina/esmalte e resina/dentina (tanto nas paredes cervicais quanto oclusais), fendas iguais ou superiores a 10µm e falta de material

no corpo da resina, como pode ser observado nas pranchas de fotomicrografias 5, 6, 9 e 10.

Em contrapartida os grupos III (alta rotação, Single Bond/250 e luz halógena), IV (alta rotação, Single Bond/Z250 e laser de Argônio) VII (alta rotação, laser de Er:YAG, Single Bond/250 e luz halógena) e VIII (alta rotação, laser de Er:YAG, Single Bond/250 e laser de Argônio) apresentaram um desempenho bastante satisfatório em termos de microinfiltração marginal em dentina visto que, nenhum grupo apresentou grau igual a três e houve grupos com vinte e cinco por cento das amostras com grau igual a zero. A microscopia eletrônica de varredura mostrou para os grupos homólogos (C, D, G e H) a interface resina/esmalte e resina/dentina, tanto nas paredes cervicais quanto nas axiais, uma lisura de superfície sugerindo um adequado imbricamento micromecânico bem como ausência de fendas, como pode ser verificado nas pranchas de fotomicrografias 7, 8, 11 e 12.

Dentre outros componentes químicos, o que difere o Single Bond do Prime & Bond NT são o ácido e o veículo. O Single Bond é composto de HEMA e etanol enquanto o Prime & Bond NT possui PENTA e acetona.

KÄLIN et al., 1998 demonstraram que os sistemas que contém HEMA em sua composição apresentam maior capacidade de molhar do que os que contém PENTA, necessitando nestes últimos a aplicação de mais de duas camadas para que se obtenha um melhor selamento da superfície, evitando-se as formações de bolhas e fendas. De acordo com o fabricante é necessário aplicar o sistema até

que visualmente seja alcançado o aspecto de molhado, o que torna o procedimento mais difícil de ser controlado.

O HEMA é um polímero de baixo peso molecular, que tem alta afinidade com a dentina, alta taxa de difusão, alta capacidade de molhar e de envolver as fibras colágenas, promovendo a formação de uma camada híbrida de qualidade, aumentando a força adesiva e diminuindo, em conseqüência, os níveis de microinfiltração marginal, concordando com NAHABAYASHI; WATANABE; GENDUSA, 1992; NAKABAYASHI; TAKARADA, 1992; PERDIGÃO et al, 1999; PASHLEY, 2000; ZUMAÊTA, 2000.

De acordo com NAKABAYASHI; PASHLEY (2000) o uso de *primers* com acetona apresenta alguns problemas de difusão de monômeros incomuns. Uma vantagem da acetona é que os monômeros adesivos são muito solúveis neste solvente. É também altamente volátil, podendo se evaporar muito rapidamente das superfícies dentinárias. Porém, esta volatilidade pode significar uma desvantagem porque, a primeira camada de monômeros, diluídos em acetona, colocada na dentina intertubular desmineralizada, presumivelmente úmida, se mistura com a água residual, o que pode provocar a saída de monômeros resinosos que teriam a chance de penetrar profundamente na matriz desmineralizada. O excesso de umidade também é prejudicial visto que a acetona não consegue dissolver toda a água, ocorrendo como conseqüência, a formação de glóbulos de resina dentro dos túbulos, os quais se acumulam reduzindo ainda mais a permeabilidade. Assim, a adesão úmida, embora promova em geral altas forças de união (TAY et al., 1996; KANKA, 1997) não é tão facilmente definida clinicamente e pode promover

adesões piores do que o ideal se a dentina estiver excessivamente molhada. Este estudo é concorde com estas considerações e enfatiza que a definição clínica do que seria a umidade ideal é, portanto, um critério subjetivo, passível de equívocos, que podem interferir de forma significativa nos resultados. E, se o sistema escolhido for mais sensível a estas variações de umidade, o prognóstico, nestes casos, será possivelmente menos favorável.

Estas considerações podem explicar o melhor desempenho frente a microinfiltração marginal dos grupos em que o sistema Single Bond foi utilizado quando comparado ao Prime & Bond NT. Estas diferenças foram independentes da forma de fotoativar o material, seja com luz halógena ou laser de Argônio como mostram os resultados dos grupos V (preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurado com o sistema Prime & Bond NT/ Esthet X, e fotoativado com luz halógena) e VII (preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com luz halógena). A maior microinfiltração marginal foi encontrada no Grupo V, o qual apresentou cem por cento das amostras com infiltração de corante grau três. Resultados semelhantes em dentina foram encontrados ao comparar-se os grupos VI (preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurado com o sistema Prime & Bond NT/ Esthet X e fotoativado com laser de Argônio λ = 488 nm) e VIII (preparado com alta rotação, condicionado com laser de Er:YAG, restaurado com o sistema Single Bond/Z250 e fotoativado com laser de Argônio λ = 488 nm) com melhor desempenho para o sistema Single Bond como pode ser visto na tabela 4 e gráfico 4 cujo desempenho do grupo VI revelou cem por cento

das amostras apresentando grau três de microinfiltração marginal. O grupo VIII mostrou setenta e cinco por cento das amostras com grau um e vinte e cinco por cento com grau zero. Vale ressaltar que a obtenção de um resultado zero na parede cervical utilizando o sistema laser é bastante difícil, devido às particularidades tanto da dentina quanto do próprio mecanismo de interação do Er:YAG.

As substâncias químicas que compõem os sistemas adesivos são capazes de alterar o desempenho frente aos testes de microinfiltração marginal visto que, é através delas, que ocorre o espalhamento de superfície. Sabe-se que o condicionamento ácido aumenta a energia de superfície do esmalte, o que permite um melhor imbricamento, mas diminui a da dentina e, desta maneira, é necessário igualar a tensão superficial do *primer* com a da superfície dentinária desmineralizada. Para que isso aconteça é necessário que a tensão de superfície do líquido seja menor que a energia de superfície livre do substrato (ATTAL et al, 1994; NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). Estas considerações já estão bem fundamentadas nos preparos convencionais mais não nos preparos com laser de Er:YAG. Ainda não está bem explicado como se apresenta a estrutura química e molecular da dentina irradiada, embora os estudos realizados com energia dispersiva de raios X tenham demonstrado uma normalidade na concentração de cálcio e fosfato, tanto em número de átomos quanto em porcentagem em peso (ZUMAÊTA, 2000; RAMOS, 1996). Isto não significa, que a dentina irradiada apresenta estrutura atômica semelhante à dentina cortada com broca pela alta rotação. No entanto, parece claro, que os sistemas que contém HEMA mostraram

uma maior compatibilidade com a superfície irradiada, nas condições experimentais deste estudo. A difusão do monômero, dentro dos espaços do substrato e ao longo das fibras colágenas, está relacionada à concentração, temperatura e viscosidade da solução, difusividade da molécula relativa a seu peso molecular ou tamanho e finalmente a afinidade do monômero pelo substrato, concordando com PASHLEY et al., 1993.

Outro ponto que merece destaque é que os sistemas adesivos de frasco único, em geral, apresentam em sua formulação alguns componentes antagonistas que são colocados juntos na mesma solução. Para evitar uma combinação entre a amina terciária e o monômero acídico, devido a uma reação ácido-base, acarretando uma diminuição na capacidade de polimerização, é necessário que exista, na composição química da solução, os estabilizadores, os quais, vão perdendo a efetividade ao longo do tempo. Sabendo-se que o Prime & Bond NT apresenta um pH em torno de 3,65 e o Single Bond aproximadamente igual a 4,98, é razoável supor, que a possibilidade de formação desta reação é tanto maior quanto mais ácido for o pH, o que torna o Prime & Bond NT mais vulnerável à ocorrência deste fenômeno. Os estudos de SANARES et al., 2001, mostraram uma correlação na adesão à dentina com a acidez dos sistemas adesivos Prime & Bond NT, OptiBond SOLO, Single Bond e One-Step havendo falhas ao longo da interface compósito-adesivo com microporosidades na superfície, especialmente com o sistema Prime & Bond NT. Embora estatisticamente, estas falhas tenham acontecido de forma mais significativa em resinas ativadas quimicamente do que nas fotoativadas, é importante considerar a possibilidade de ocorrência clínica de

problemas devido à acidez do sistema, respaldando a performance do sistema Prime & Bond NT neste estudo.

Diante do exposto pode-se perceber a importância dos sistemas adesivos e sua capacidade de molhamento da superfície dentinária na adesão. No entanto esta condição, isoladamente, ainda não é suficiente para garantir uma adesão adequada. É preciso considerar a permeabilidade da rede dentinária, que é a facilidade com que uma substância pode se mover dentro ou através de uma barreira de difusão (NAKABAYASHI; PASHLEY, 2000). Tem sido persistentemente discutido na literatura a capacidade de o laser de Er:YAG aumentar a permeabilidade da dentina e de remover o *smear layer* como mostram os estudos de TAKEDA et al., (1998a); MATSUOKA, (1998); PECORA et al., (2000); BRUGNERA (2001). Este aumento da permeabilidade tem sido considerado importante na medida que favorece a penetração dos monômeros na dentina irradiada, especialmente a intertubular, seletivamente mais ablacionada, devido ao maior conteúdo de água e menor conteúdo mineral. Neste complexo mecanismo de interação entre a energia do laser e o substrato, ocorre um aumento da área de contato disponível para a realização do condicionamento ácido. Esta região poderia ser ilustrada como se fossem inúmeras cavidades, muito próximas, semelhantes a cogumelos, que tem, em cada um dos cones, uma área propícia à retenção, a qual será aumentada pela realização do condicionamento com ácido fosfórico. A abertura dos túbulos dentinários e a diminuição do smear layer podem se constituir em fatores adicionais para o aumento da adesão na dentina irradiada com laser de Er:YAG, concordando com VISURI et al., (1996); MORITZ et al., (1998) e discordando de GONÇALVES

(2003). Portanto, cavidades irradiadas com laser, proveriam um substrato mais permeável à penetração dos monômeros, favorecendo a adesão. Este estudo está de acordo com estas considerações, mas ressalta a importância de considerar o sistema adesivo a ser utilizado. Isto porque já foi relatado por CEBALLOS, et al., (2002) que, mesmo não apresentando áreas de carbonização ou fusão sugestivas de aumentos indesejáveis de temperatura, na camada superficial de dentina modificada pelo laser, as fibras colágenas encontravam-se completamente vaporizadas e fusionadas e pobremente atacadas na linha de união do material com o substrato dentinário. A presença desta camada fusionada nas quais os espaços interfibrilares estão fechados, provavelmente, restringem a difusão do monômero na subsuperfície da dentina intertubular, resultando em diminuição da força de resistência adesiva e no aumento da microinfiltração marginal. Este estudo é concorde com os achados do autor. Embora a dentina irradiada não revele efeitos térmicos significativos como carbonização ou fusão (HOKE et al.; 1990; LI et al.; 1992) é especulado, que algum grau de calor é inevitavelmente gerado com a irradiação com laser de Er:YAG desde que, o mesmo emite na região do infravermelho e que vaporiza a água da superfície. Portanto, a desnaturação as fibras colágenas, ainda que parcial, é algo passível de ocorrer, o que enfatiza a necessidade de se utilizar um sistema adesivo capaz de re-expandir o colágeno colapsado ou melhorar as condições de umidade do substrato. Como já está fundamentado na literatura, a capacidade de molhar e de re-expandir o colágeno das substâncias à base de HEMA (NAHABAYASHI; WATANABE; GENDUSA, 1992; PASHLEY et al, 1997; PERDIGÃO et. al, 1999)

isto pode justificar as razões de o Single Bond ter sido melhor que o Prime & Bond NT nas condições experimentais deste estudo.

Parece claro que utilização do laser de Er:YAG para procedimentos restauradores em Dentística requer um protocolo especial para que se obtenha níveis melhores de microinfiltração marginal e um melhor imbricamento micromecânico na interface resina/esmalte e resina/dentina.

Outras investigações tornam-se necessárias para que seja possível fundamentar ainda mais estas questões contribuindo para melhorar cada vez mais o processo de adesão, especialmente na dentina irradiada com laser de Er:YAG.

7.0 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, apresentados e discutidos podemos concluir em relação às cavidades preparadas com alta rotação e condicionadas com laser de Er:YAG que:

a) O sistema Single Bond/Z250 apresentou menores níveis de microinfiltração marginal do que o Prime & Bond NT/ Esthet X com diferenças significativas em dentina.

b) A fotoativação com laser de Argônio apresentou menores níveis de microinfiltração marginal do que a realizada com a luz halógena quando o sistema Single Bond/Z250 foi utilizado.

c) Em todos os grupos experimentais em que se utilizou o sistema Prime & Bond NT/Esthet X houve a presença de fendas iguais ou superiores a 10µm em dentina e falhas na interface resina/esmalte à luz da microscopia eletrônica de varredura

d) A imagem obtida por microscopia eletrônica de varredura dos grupos nos quais se utilizou o sistema Single Bond/Z250 mostrou uma lisura de superficie e ausência de fendas na interface resina/esmalte e resina/dentina sugestivas de um adequado imbricamento micromecânico.

8.0 REFERÊNCIAS

AL-EHAIDEB, A. A.; MOHAMMED, H. Microleakage of "one bottle" dentin adhesives. **Oper Dent**, Washington, v. 26, p. 172-175, 2001.

AOKI, A.; ISHIKAWA, I; YAMADA, T.; OTSUKI, M. WATANABE, H.; TAGAMI, J; ANDO, Y; YAMAMOTO, H. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. **J Dent Res**, Chicago, v. 77, n. 6, p. 1404-1414, June 1998.

ATTAL, J.P.; ASMUSSEN, G, DEGRANGE, M. Effects of surface treatment on the free energy od dentin, **Dent Mater**, v. 10, p. 259-264, 1994.

ATRILL, D.C.; DAVIES, R.M.; KING, T.A.; DICKINSON, M.R.; BLINKOM, A.S.Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. J Dent., Jan, v.32, n.1, p.35-40, 2004.

AW, T.C.; NICHOLLS, J.I. Polimerization shinkage of restorative resins using laser and visible light curing. J Clin Med Surg, New York, v. 15, n.3, p. 137-141, 1997.

BARROS, G.K.; AGUIAR, F.H.; SANTOS, A.J.; LOVADINO, J.R. Effect of different intensity light curing modes on microleakage of two resin composite restorations. **Oper Dent**., Sep-Oct, v.28, n.5, p. 642-646, 2003.

BASEREN, N,M. Validity of a laser fluorescence system (DIAGNOdent) for detection of occlusal caries in third molars: na in vitro study. J Oral Rehabil, v.30, n.2, Dec, p.1190-1194, 2003.

BEDRAN-de-CASTRO, A.K.; CARDOSO, P. E.; AMBROSANO, G.M.; PIMENTA, L.A. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin**. Oper Dent**, Jan-Feb, v.29, n.1, 2004.

BLANKENAU, R.J. POWELL, G.L. BARMAIER, W.W. KELSEY, W.P. Argon laser effects on dentin adhesive systems. J Dent Res, v. 68, p. 321, 1989 [Resumo n. 1117]

BLANKENAU, R. J.; MOSES, K. D.; CHERUBINI, M. L.; LATTA, M. A. Effects of Er:YAG laser on enamel and dentin microleakage. **J Dent Res**, Chicago, v. 78, p. 393, 1999. [Resumo n. 2299].

BRACKETT, W.W.; HAISCH, L.D. PEARCE, L.D.; PEARCE, M.G.; BRACKETT, M.G. Microleakage of Class V resin composite restorations placed with self-etching adhesives. **J Prosthet Dent**, Jan, v.91, n.1, p.42-45, 2004.

BRUGNERA JÚNIOR, A., MARCHESAN, M.A.; GUERISOLI, D.Z.; SANTANA DA SILVA, R., PECORA, J.D. In vitro study of intrapulpar temperature changes when

using Er:YAG laser for class V cavity preparation. **Proceed…**v.4249, p.175-179, Lasers in Dentistry VII, Estados Unidos, 2001.

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.

BURGESS, JO; DE GOES, M.F.; WALKER, R.; RIPPS, A.H. an evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. **Pract Periodont Aesthet Dent**, New York, v. 11, n.1, p. 125-132, Jan/Feb. 1999.

BURNETT, L. H.; CONCEICAO, E. N.; PELINO, J. E.; EDUARDO, C. P. Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v. 19, n. 4, p. 199-202, Aug. 2001.

CEBALLOS, L.; OSORIO, R.; TOLEDANO, M. MARSHALL, G. W. Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 17, n. 4, p. 340-346, July 2001.

CEBALLOS, et al., Bonding to Er:YAG laser treated dentin. **J Dent Res**, Feb, 2002.

CHIGIRA, H. YUKITANI, W; HASEGAWA, T; MANABE, A.; ITOH, K.; HAYAKAWA, T.; DEBARI, K.; WAKUMOTO, S.;NHISAMATSU, H.; et al., Selfetching dentin primers containing phenil – P. **J Dent Res**, Chicago, v.73, n.5, p.1088-95, May.1994.

CORONA, S.A.; BORSATTO, M.; DIBB, R.G.; RAMOS, R.P.; BRUGNERA JÚNIOR, A.; PECORA, J.D. Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air-abrasion or Er:YAG laser preparations. **Oper Dent**, v. 26, n.5, p.491-7, Sep./Oct.2001.

CORONA, S.A; BORSATTO, M.C.; PECORA, J.D.; De SA ROCHA, R.A.; RAMOS, T.S.'PALMA-DIBB, R.G. Assessing microleakage of different class V restorations after Er:YAG laser and bur preparation. **J Oral Rehabil**, Oct, v. 30, n.10, p.1008-1014., 2003.

CURTI, M.; ROCCA, J.P.; BERTRAND, M.F.'NAMMOUR, S. Morpho-structural aspects of Er:YAG-prepared class V cavities. **J Clin Laser Med Surg**., Apr, v. 22, n.2, p. 119-123, 2004.

DOCKTOR, M.H. Esthetics and the argon laser. J Esthet Dent, Hamilton, v.6, n.2, p.77-82, 1994.

DOSTÁLOVÁ, T.; JELÍNKOVÁ, H.; KUCEROVÁ, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S. Noncontact Er:YAG ablation: clinical evaluation. **J Clin Med Surg**, v.16, n.5, p.273-282, Oct., 1998.

EINSTEN, A. Zur quantum theorie der strhlung. Physik Zeitschr, XVIII, 1917.

FLEMING, M.G.; MAILLET, W.A. A ohotopolymerization of composite resin using the Argon laser. **J Can Dent Assoc**, Otawa, v. 65, n.8, p.447-450, Sept, 1999.

FRANSCESCUT, P; LUSSI, A. Correlation between fissure descoloration, Diagnodent measurements, and caries depth: a in vitro study. **Pediatr Dent**, 2003, Nov-Dec, 35 (6): 559-64.

GIACHETTI, L.; RUSSO, D. S,; SCARPELLI, F.; VITALE, F. SEM analysis of dentin treated with the Er:YAG laser: a pilot study of the consequences resulting from laser use on adhesion mechanisms. **J Clin Laser Med Surg**., Feb, v.22, n. 1, p. 35-41, 2004.

GLASSPOOLE, E.A. et al. Wear rates of argon laser and visible light polymerized resins. **J Dent Res**, v. 69, Resumo 143, p.126, 1990.

GONÇALVES, M.; CORONA, S.A.; PECORA, J.D. DIBB, R.G. Influence of the frequency of Er:YAG laser on the bond strength of dental enamel. **J Clin Laser Med Surg**., Apr, v. 21, n.2, p.105-108, 2003.

GORDON et al. 1955, In: CECCHINI, S.C.M. **Estudo in vitro das aplicações do laser de Hólmio:YLF em esmalte e dentina visando a realização de cirurgia de acesso endodôntico e preparo cavitário**. São Paulo, 1995. P. Tese Mestrado – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Universidade de São Paulo.

GWINNETT, A. J. Altered tissue contribution of interfacial bond strength with acid conditioned dentin. **Am J Dent**, San Antonio, v. 7, n. 5 ,p. 243-246, Oct. 1994.

HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; KAGA, M.; SANO, H.; ENDO, K.; OGUCHI, H. Fractured surface characterization: wet versus dry bonding. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 18, n. 2, p. 95-102, Mar. 2002.

HIBST, R.; KELLER, U. The effect of pulsed Er:YAG laser rediation on dental tissue. **Lasers Surg Med**. v, 4, p. 163-165, 1988.

HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Mensurement of the ablation rate. **Lasers Surg Med**, v.9, n.4, p.388-344, 1989.

HIBST, R.; KELLER, U. Bond strenght and microleakage of composite restorations after Er:YAG laser preparation and conditioning. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore, **Procceed**...Singapore: ISLD, 1994.

HINOURA, K; MYYAZAKI, M; ONOSE, H. Influence of argon laser curing on resin bond strength. **Am J Dent,** v. 3, p. 69-71, 1993.

HOKE, J. et al. Erbium-YAG (2,94µm) laser effects on dental tissues. **J Laser Appl**, p.61-65, Summer/Fall, 1990.

HOSSAIN, M.; UAMADA, Y.; NAKAMURA, Y.; MURAKAMI, Y, MATRUMOTO, K. A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities. **Lasers Med Sci**, v. 18, n.1, p.25-31, 2003.

INOUE, H.; INOUE, S.;UNO, S.; TAKAHASHI, A,; KOASE, K.; SANO, H.; Microtensile bond strengh of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. **J Ades Dent**, New Malden, v.3, n.2, p.129-136, 2001a.

JEAN, A; ARMENGO,V.; ASSOMOU, M; HAMEL, H. Microleakage along composite restoration following Er:YAG laser irradiation versus acid-etched. J Dent Res, v.77, p.937, 1998. [**Resumo n.2447**].

KÄLIN, C. et al. Evaluation of the interface between one-bottle bonding agents and dentin by cryopreparation and low temperature scanning electron microscopy. A pilot study on perfused dentinal samples. **Jour Dent**, v.26, n.5-6, p. 511-520, Aug., 1998.

KANCA, J. One step bond strength to enamel and dentin. **Am J Dent**, v.10, n.1, Feb., 1997.

KAYANO, T.; OCHIAI, S.; KIONO, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAJIMA, S.; MOCHIZUKI, T. Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. **J Clin Laser Med Surg**, p.147-150, Apr., 1991.

KATAUMI, M.; YAMADA, T.; INOKOSHI, S.; TAGAMI, J.; ANDO, Y; AOKI, A.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I.I. SEM observations of Er:YAG laser irradiated dentin interface. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. **Proceed...** Bologna: Monduzzi, 1996. p.63-66.

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, 1989.

KELLER, U.; HIBST, R. Histological findings of pulpal changes after Er:YAG laser irradiation. **J Dent Res**, Chicago, v. 74, p. 5451, 1995. (Resumo IADR n. 1159)

KELSEY, W.P.; BLANKENAU, R.J.; POWELL, G.L.; BARKMEIER, W.W.; STORMBERG, E.F. Power and time required for use of the Argon laser to polimerize composite resins. J Clin Laser Med Surg, New York, v. 10, n.4, p. 273-278, 1992.

KOIBUCHI, H.; YASUDA, N.; NAKABAYASHI, N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. **Dent Mater**, Copenhagen, v.17, n.2, p.122-126, Mar. 2001.

KORDIC, A,; LUSSI, A.; LUDER, H.U. Performace of visual inspection electrical condutance and laser fluorescence in detecting occlusal caries in vitro. SMZ, v. 113, n.8, p.852-9, 2003.

KRAMER, I.R.H.; McLEAN, J.W. Alterations in the staining reactions of dentine resulting from a constituent of a new self-polymerizing resin. **Br Dent J.** v. 92, p.150-153, 1952.

KUBO, S.; YOKOTA, H.; HAYASHI, Y. The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations. **J Dent**, Mar, v. 32, n.3, p.247-54, 2004.

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 flences and pulse repetition rates. **Lasers Surg Med**, v. 12, n. 6, p. 625-630, 1992.

LLORET, P.R.; RODE, K.M.; TURBINO, M.L. EDUARDO, C.P. Comparasion of the tensile bond strenghts of composite resin cured with an argon laser usins two distances of the handpiece. **J Oral Laser Appl, Viena**, v.1, p. 46, 2001. Suplemento (Resumo P17).

LUSSI, A; IMWINKELRIED, S.; LONGBOTTON, C.; REICH, E. Performance of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries. **Caries Res**, n.33, p.261-266, 1999..

MAIMAN, T,H. **Stimulated optical radiation in ruby**. Nature, v.187, n.4736, p.493-494, Aug., 1960.

MANHART, J.; CHEN, H. Y.; MEHL, A.; WEBER, K.; HICKEL, R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. **J Dent, Bristol**, v. 29, n. 2, p. 123-130, Feb. 2001.

MARSHALL Jr., G. W.; MARSHALL, S. J.; KINNEY, J. H.; BALOOCH, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J Dent**, Bristol, v. 25, n. 6, p. 441-458, Nov. 1997a.

MATSUOKA, E.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Studies on the removal of debris near the apical seats by Er:YAG laser and assessment with fiberscope. **J. Clin Laser Med Surg**, v.16, n.5, p.255-261, Oct. 1998.

MENDES, F.M.; HISSADOMI, M; IMPARATO, J.C. Effects of drying and the presence of plaque on the in vitro performance of laser fluorescence in occlusal caries of primary teeth. **Caries Res**. 2004, Mar-Abr, 38 (2): 104-108.

MISERENDINO, L. J. SEM and dye penetration comparison of Er:YAG laser vs. traditional treatments. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1998, Maui. **Resumos...** Maui: International Society for Lasers in Dentistry, 1998. p. 34.

MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; SZAKACS, S.; SPERR, W.; SCHWEIDLER, E.; WERNISCH, J.; GUTKNECHT, N et al. Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparision of conventional and innovative methods. **J Esthet Dent**, v.10, n.2, 1998.

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrate. **J Biomed Mater Res**, New York, v. 16, n.3, p. 265-273, May 1982.

NAKABAYASHI, N.; WATANABE, A.; GENDUSA, N.J. Dentin adhesion of “modified” 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. **Dent Mater**, v.8, n.4, p. 259-264, July, 1992.

NAKABAYASHI, N.; TAKARADA, K. Effect of HEMA on bonding dentin. **Dent Mater**, v.8, n.2, p. 125-130, Mar., 1992.

NAKABAYASHI, N.; HIRANUMA, K. Effect of etchant variation on wet and dry dentin primed with 4-META/acetone. **Dent Mater**, v.16, n.4, p.274-279, July, 2000.

NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D. H. **Hibridização dos tecidos dentais duros**. Tradução Sylvio Monteiro Júnior e Luiz Narciso Baratieri. São Paulo: Quintessence Editora, 2000. 129 p.

NAUFEL, F.S.; YOUSSEF, M.N. MATSON, E.; TURBINO, M.L. Profundidade de polimerização versus intensidade de potência do laser de argônio. Pesq Odontol Brás, v. 15, p. 158, 2001. Suplemento (**Resumo n. B228**)

NAVARRO. R.S. **Resistência à tração de resina composta sobre o esmalte e a dentina condicionados com laser de Er:YAG e um sistema adesivo**

autocondicionante. Análise das superfícies pela microscopia eletrônica de varredura. 2001. 124p. Dissertação (Mestrado em Dentística). Faculdade de Odontologia. Universidade de São Paulo

NILGUN, O.A.USUMEZ, O.B.; USUMEZ, S. Influence of different light sources on microleakage of class V composite resin restorations. **J Oral Rehabil**, May, v.31, n.5, p.500-04, 2004.

OWENS, B. M.; KAPLAN, I.; GILPATRICK, R. O. Microleakage of cervical restorations using two resin bonding systems. **J Tenn Dent Assoc**, Nashville, v. 75, n. 1, p. 36-39, Jan. 1995.

OSORIO, R.; TOLEDANO, M.; LEONARDI, G.; TAY, F. Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class V resin composite restorations. **Biomed Mater Res**., Jul, v.12, n.2, p. 399-409, 2003.

OTSUKI, M.; EGURO, T.; MAEDA, T.; NISHIMURA, Y.; TANAKA, H. Tensile bond strength between the Er:YAG laser-irradiated enamel and composite resin-effect of the phosphoric acid etching period on tensile bond strength. **J Jpn Soc Laser Dent**, v. 11, n. 9, p. 98-103, 2000.

PASHLEY, D. H. Clinical correlations of dentin structure and function. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 66, n. 6, p. 777-781, Dec. 1991.

PASHLEY, D. H.; CIUCCHI, B.; SANO, H.; HORNER, J. A. Permeability of dentin to adhesive agents. **Quintessence Int**, Carol Stream, v. 24, n. 9, p. 618-630, Sept. 1993.

PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J Dent**, Chicago, v. 25, n. 5, p. 355-372, Sept. 1997.

PASHLEY, D.H. Permeability of demineralized dentin to HEMA. **Dent Mat**, v.16, n.1, p.7-14, Jan., 2000.

PECORA, J.D.; BRUGNERA JÚNIOR, A.; CUSSIOLI, AL; ZANIN, F. SILVA, R. Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er:YAG laser application. Lasers Surg Med, v. 26,n.3, p.277-81, 2000.

PERDIGÃO, J.; LOPES, M. Dentin bonding-state of art 1999. **Comp Contin Educ Dent**, Lawrenceville, v. 20, n. 12, p. 1151-1162, Dec. 1999.

PINHEIRO, A., J.F.; CAVALCANTI, das NEVES, J.; LISBOA de CASTRO; LIMA VERDE SANTOS, J.Z.; BRUGNERA JUNIOR, A.; ZANIAN. F.A; MATOS de OLIVEIRA, M.A. Comparison of the effects of the CO2 laser and chrolohexidine on the decontamination of infected cutaneus wounds: a histologic study in rats. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**. Estados Unidos: , v.20, n.3, p.123 - 127, 2002.

PINHEIRO, AL.B.; BRUGNERA JÚNIOR. Lasers na Odontologia Moderna. Pancast, São Paulo, p. 356, 1998.

POWELL,G.L, BLANKENAU, R.J. Effects of argon laser curing on dentin shear bond strengths. **J Clin Laser Med Surg**, v 14, p. 111-3, 1996.

POWELL, G. L.; MORTON, T.H.; WHISENANT, B.K. Argon laser oral safty parameters for teeth. **Lasers Surg Med**, New York, v. 13, n.5, p. 548-552, Oct/Nov.1993

POWELL, G. L.; BLANKENAU, R.J. Laser curing of dental materials, **J Oral Laser Appl**, Viena, v.1, n.1, p. 7-11, 2001.

PRADELLE-PLASSE, N.; BESNAULT, C.; SOUAD, N. ; COLON, P. Influence of new light curing units and bonding agents on the microleakage of Class V composite resin restorations. **Am J Dent,** v.16, n.6, P.409-13, 2003.

PUPPALA, R; HEGDE, A; MUNSHI, AK. Laser and light cured composite resin restorations: in-vitro comparison of isotope and dye penetrations. **J Clin Pediatr Dent**, v. 20, p. 212-8, 1996.

RENNEBOOG-SQUILBIN, et al. Mensurement of pulp temperature increase to externally applied heat (argon laser, hot water, drilling). J Bio Buccale, v. 17, p. 179-186, 1989.

RODE, K.M.; LLORET, P.R.; TURBINO, M.L.; EDUARDO, C.P. Determination of the optimum curing distance for composite resin using the argon laser. **J Oral Appl, Viena**, v.1, p.47, Summer, 2001.

SANARES, A.M.; ITTHAGARUN, A.; KING, N.M.; PASHLEY, D.H. Adverse surface interactions between one-bottle light cured adhesives and chemical cured composites. Dent Mater, v. 17, n. 6, p.452-56, 2001.

SANTINI, A.; MITCHELL, S. Microleakage of composite restorations bonded with three dentin bonding agents. **J Esthet Dent**, v.10, n.6, p.296-304, 1998b.

SANTINI, A.; MILIA, E. Microleakage around a low-shrinkage composite cured with a high-performance light. Am J Dent, v.12, n.2, p. 118-22, 2004.

SAUNDERS, W. P.; SAUNDERS, E. M. Microleakage of bonding agents with wet and dry bonding techiniques. **Am J Dent**, San Antonio, v. 9, n. 1, p. 34-36, Feb. 1996.

SHANTHALA, B.M. MUNSHI, A.K. Laser vs visible-light cured composite resin: an in vitro shear bond study. **J Clin Pediatr Dent**, v.19, p.121-5, 1995.

SHOOK, L.W.; TURNER, E.W.; ROSS, J.; SCARBECZ, M. Effect of surface roughness of cavity preparations on the microleakage of Class V resin composite restorations. **Oper Dent**, Nov-Dec, v.28, n.6, p.779-785, 2003.

SILVA SOARES, L.E.; MARTIN, A.A.; PINHEIRO, A.L. Degree of conversion of composite resin: a Raman study. **J Cin Laser Med Surg**.,Dec, v.21, n.6, p.357-362, 2003.

SOARES, L.E.; MARTIN, A.A.; PINHEIRO, A.L.; PACHECO, M.T. Vicker's hardness and Raman spectroscopy evaluation of a dental composite cured by an argon laser and a halogen lamp. **J Biomed Opt,** May-Jun, v.9, n.3., p.601-608, 2004.

ST- GEORGES, A.J.; SWIFT, E.J.; THOMPSON, J.Y.; HEYMANN, H.O. Irradiance effects on the mechanical properties of universal hybrid and flowable hybrid resin composites. Dent Mater.,Jul, v. 19, n.5, p.406-413, 2003.

SUZUKI, R.M.; GONZATTO, D.; SAMUEL, S.M.W. Correlação entre microinfiltração e resistência à tração. 15ª SBPQO, 1998. Águas de São Pedro, SP, 1998, p.25. [**Resumo A060**]. 191p.

SWIFT, E.J; BAYNE, S.C. Shear bond strenght of a new one-bottle dentin adhesive.**Am J Dent**, v.10, n.4, p.184-188, Aug., 1997.

TAO, L.; PASHLEY, D. H.; BOYD, L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 4, n. 4, p. 208-216, Aug. 1988.

TAY, F.R.; GWINNETT, J.A.; WEI, S.H.Y. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in watter- free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. **Dent Mater**, v.12, p. 236-244, July, 1996b.

TAKEDA, F.H.; HIRASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Comparative study about removal of smear layer by three types of lasers devices. **J. Clin. Laser Med Surg**. v.16, n.2, p.117-122, Mar. 1998a.

VAN MEERBEEK, B; De MUNCK, J.; MATTAR, D.; VAN LANDUYT, K; LAMBRECHTS, P Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. **Oper Dent**., Sep-Oct, v.28, n.5, p.647-660, 2003.

VARGAS, M.A.; COBB, D.S., SCHMIT, J.L. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. **Oper Dent**, v. 23, p.87-93, 1998.

VICKERS, V.A.; JACQUES, S.L.; POWERS, J.M.; MARTIN, J.W. Ablation of hard dental tissues with the Er: YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. **Proceed...** Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p. 257-258.

VISURI, S. R.; GILBERT, J. L.; WALSH Jr., J. T.; WIGDOR, H. A. Shear test of composite bonded to dentin: Er:YAG laser versus dental handpiece preparations. **J Dent Res**, Chicago, v. 75, n. 1, p. 599-605, Jan. 1995.

VISURI, S.R.; GILBERT, J.L. WRIGHT, D.D.; WIGDOR, H.A.; WALSH JR., J.T. Shear strenght of composite bonded to Er:YAG laser- prepared dentin. **J Dent Res**, v.75, n.1, p.599-605, Jan., 1996.

VINAY, et al., Laser and visible light cured pit and fissure sealants – comparision of microleakage at enamel- sealant interface: an in vitro study. **J Indian Soc Pedod Prev Dent**, v.20, n. 1, p.30-6, 2002.

WAKININE, S.; CIPOLLA, AJ. Lasers vs halogen photopolimerization – characterization of VLC composite mechanical proprieties. **J Dent Res**, Chicago, v. 74, p.230, 1995 (Resum n.1745)

WATANABE, I.; NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. Bonding to ground dentin by Phenyl-P self-etching primer. **J Dent Res**, v.73, p. 1212-1220, 1994.

WEBBER, L.B.M. **Comportamento de diferentes adesivos dentinários quanto à infiltração marginal em restaurações de resina composta – estudo *in vitro***. Salvador, 1998. P. Dissertação Mestrado. Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia.

WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH Jr., J. T. The effects of lasers on dental hard tissues. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 124, n. 2, p. 65-70, Feb. 1993.

WRIGHT, G.Z.; McCONNELL, R.J.; KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally with those prepared with an Er:YAG laser: a pilot study. **Pediatric Dent**, v.15, n.6, p.425-426, Nov./Dec. 1993.

YAZICI, A.R.; OZGUNALTAY, G.; DAVAGAC, B.The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. **Oper Dent**., Nov-Dec, v. 28, n.6, p.773-8, 2003.

ZANIN, F. BRUGNERA JÚNIOR, A. PINHEIRO, A.L.B.; VIEIRA, D; PECORA, J.D.; HARARI, S.; ZANIN, S.; MEDEIROS, U.V. Diagnóstico de lesão de cárie com a técnica a laser diodo 655 nm. JADA, v.4, jul/ago. 2001.

ZANIN, F.A.; SOUZA-CAMPOS, D.H.; ZANIN, S.; BRUGNERA JÚNIOR, A.; PECORA, J.D.; PINHEIRO, A.L. Measurement of the fluorescence of restorative

dental materials using a 655 nm diode laser. **Proceed**…v.4249, p.145-151, Lasers in Dentstry, Estados Unidos, 2001.

ZEZELL, D. M.; TANJI, E. Y.; HAYPEK, P.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopy and rx fluorescence of class I cavity preparation with Er:YAG laser. **6th Internacionale Congress of the German Society of Laser Dentistry** held in Frankfurt from 31 January to 02 February, 1997

ZUMAÊTA, GMO. **Estudo comparativo da microinfiltração marginal em restaurações Classe V preparadas com laser de Er:YAG e com alta rotação com ou sem re-umedecimento – análise morfológica através de microscopia eletrônica de varredura e análise química por energia dispersiva de raios X**. Salvador, 2000, 176P. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia. 2000.

http://www.caulk.com/assets/pdfs/products/P&B_NT_Dual_Cure_English.pdf

ANEXOS

ANEXO A

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA/CEP-UEFS
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE FEIRA DE SANTANA
Av. Universitária, S/N – Módulo I – 44.031-460 – Feira de Santana-BA
Fone: (75) 224-8124 Fax: (75) 224-8019 E-mail: cep@uefs.br

Feira de Santana, 10 de Fevereiro de 2004
Of. CEP-UEFS nº 011/2004

Ref. Protocolo Nº. 034/2003

Senhora Pesquisadora: GARDENIA MASCARENHAS de O. ZUMAÊTA

Tenho muita satisfação em informar-lhe que o atendimento às pendências referentes ao seu Projeto de Pesquisa intitulado *"Influência dos Sistemas Adesivos e das Técnicas de Fotopolimerização na Microinfiltração Marginal de Restaurações Classe V após Preparo com Laser de Er:YAG e Alta Rotação"* e registrado neste CEP sob Protocolo **N.º 034/2003** satisfaz às exigências da *Res. 196/96*. Assim, o CEP-UEFS aprova o seu projeto podendo ser iniciada a coleta de dados com os sujeitos da pesquisa conforme orienta o *Cap. IX.2, alínea a – Res. 196/96*. (Data de Aprovação: 28/01/2004).

Em nome dos membros do CEP-UEFS, desejo-lhe pleno êxito no desenvolvimento dos trabalhos e, em tempo oportuno, um ano **(28/01/2005)** este CEP aguardará o recebimento dos referidos relatórios.

Atenciosamente,

Profª. Drª. Eliane Elisa de Souza e Azevêdo.
Coordenadora
CEP-UEFS.

ANEXO B – Avaliação do grau de mineralização dos dentes utilizados através do método de fluorescência com o DIAGNOdent

Espécimes avaliados	Leitura através do DIAGNOdent
Dente 01	0
Dente 02	0
Dente 03	1
Dente 04	2
Dente 05	1
Dente 06	0
Dente 07	1
Dente 08	0
Dente 09	0
Dente 10	2
Dente 11	0
Dente 12	3
Dente 13	1
Dente 14	1
Dente 15	2
Dente 16	1
Dente 17	2
Dente 18	1
Dente 19	1
Dente 20	1
Dente 21	0
Dente 22	1
Dente 23	1
Dente 24	2
Dente 25	1
Dente 26	3
Dente 27	1
Dente 28	2
Dente 29	1
Dente 30	1
Dente 31	1
Dente 32	1
Dente 33	2
Dente 34	2
Dente 35	2
Dente 36	3
Dente 37	1
Dente 38	1
Dente 39	3
Dente 40	2
Dente 41	1
Dente 42	2
Dente 43	2
Dente 44	2
Dente 45	2
Dente 46	2
Dente 47	1
Dente 48	1
Dente 49	1
Dente 50	1
Dente 51	2
Dente 52	2
Dente 53	2
Dente 54	2
Dente 55	3
Dente 56	2

Dente 57	3
Dente 58	1
Dente 59	1
Dente 60	2
Dente 61	1
Dente 62	1
Dente 63	2
Dente 64	2
Dente 65	2
Dente 66	2
Dente 67	2
Dente 68	2
Dente 69	2
Dente 70	2
Dente 71	3
Dente 72	2
Dente 73	2
Dente 74	2
Dente 75	2
Dente 76	2
Dente 77	1
Dente 78	3
Dente 79	3
Dente 80	3
Dente 81	3
Dente 82	1
Dente 83	2
Dente 84	3
Dente 85	3
Dente 86	3
Dente 87	3
Dente 88	3
Dente 89	2
Dente 90	3
Dente 91	2
Dente 92	2
Dente 93	2
Dente 94	2
Dente 95	2
Dente 96	2
Dente 97	2
Dente 98	2
Dente 99	2
Dente 100	2
Dente 101	1
Dente 102	1
Dente 103	1
Dente 104	1
Dente 105	1
Dente 106	1
Dente 107	3
Dente 108	2
Dente 109	1
Dente 110	2
Dente 111	1
Dente 112	2

ANEXO C - Ficha utilizada pelos 3 examinadores para a realização da análise dos graus de microinfiltração marginal nas paredes oclusais e cervicais

EXAMINADOR:_____

PAREDES AMOSTRAS	OCLUSAL 1	OCLUSAL 2	CERVICAL 1	CERVICAL 2
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
.				
80				

ANEXO D - Valores obtidos a partir da observação dos três examinadores quanto aos níveis de microinfiltração marginal

DENTES	Oc.OB1	Oc.OB2	Oc.OB3	CerOB1	CerOB2	CerOB3
1	0	0	0	3	3	3
2	0	0	0	3	3	3
3	0	0	0	3	3	2
4	1	1	1	0	0	0
5	1	1	1	0	0	0
6	1	1	1	0	0	0
7	1	1	1	3	3	3
8	0	0	0	3	3	3
9	0	0	0	3	3	3
10	0	0	0	3	3	3
11	1	1	1	2	2	2
12	0	0	0	3	2	3
13	0	0	0	3	3	3
14	0	0	0	3	3	3
15	0	0	0	3	3	3
16	0	0	0	3	3	3
17	0	0	0	3	3	3
18	0	0	0	3	3	3
19	0	0	0	3	3	3
20	0	0	0	3	3	2
21	0	0	0	0	0	0
22	0	0	0	1	1	1
23	0	0	0	0	0	0
24	0	0	0	0	0	0
25	0	0	0	1	1	0
26	0	0	0	0	0	0
27	0	0	0	1	1	1
28	0	0	0	0	0	0
29	0	0	0	1	1	0
30	0	0	0	0	0	0
31	0	0	0	0	0	0
32	0	0	0	1	1	1
33	0	0	0	0	0	0
34	1	1	1	3	3	3
35	0	0	0	3	3	3
36	0	0	0	1	1	1
37	0	0	0	3	2	3
38	0	0	0	3	3	3
39	0	0	0	3	3	3
40	1	1	0	3	3	3
41	1	1	1	3	3	3
42	1	1	1	1	1	1
43	1	1	1	3	3	3
44	1	1	1	3	3	3
45	1	1	1	3	3	3
46	1	1	1	3	3	3
47	0	0	0	3	3	3
48	0	0	0	3	3	3
49	0	0	0	3	2	3
50	0	0	0	3	3	3
51	3	3	3	3	3	3
52	1	1	1	3	3	3
53	0	0	0	3	3	3
54	0	0	0	3	3	3
55	0	0	0	3	3	3
56	0	0	0	3	3	3
57	0	0	0	3	3	3
58	0	0	0	3	3	3

59	0	0	0	3	3	3
60	0	0	0	3	3	3
61	0	0	0	3	3	2
62	0	0	0	1	1	1
63	0	0	0	2	2	2
64	0	0	0	3	3	3
65	0	0	0	1	1	1
66	0	0	0	1	1	1
67	0	0	0	3	3	3
68	0	0	0	3	3	3
69	0	0	0	2	2	2
70	0	0	0	1	1	1
71	0	0	0	0	0	0
72	0	0	0	0	0	0
73	0	0	0	0	0	0
74	0	0	0	1	1	1
75	0	0	0	1	1	1
76	0	0	0	1	1	1
77	0	0	0	1	1	1
78	0	0	0	3	3	3
79	0	0	0	0	0	0
80	0	0	0	1	1	1

ANEXO E - CORRELAÇÃO DE SPEARMANN

```
-----------------------------------------------------------------------------
---------------------------------------------
       log:  D:\Consulta\Odontologia\Gardenia Zumaeta\corr.doc
  log type:  text
 opened on:   6 Nov 2003, 16:52:54


 pwcorrs  ocob1 ocob2 ocob3,obs sig sp
                           Spearman Correlations

          |    ocob1    ocob2    ocob3
----------+---------------------------
    ocob1 |   1.0000
          |
          |       80
          |
    ocob2 |   1.0000   1.0000
          |   1.0000
          |       80       80
          |
    ocob3 |   0.9599   0.9599   1.0000
          |   0.0000   0.0000
          |       80       80       80
          |

. pwcorrs  cerob1 cerob2 cerob3,obs sig sp
                           Spearman Correlations

          |   cerob1   cerob2   cerob3
----------+---------------------------
   cerob1 |   1.0000
          |
          |       80
          |
   cerob2 |   0.9758   1.0000
          |   0.0000
          |       80       80
          |
   cerob3 |   0.9693   0.9428   1.0000
          |   0.0000   0.0000
          |       80       80       80
```

ANEXO F – Resultados do Examinador 1 quanto aos graus de microinfiltração marginal

AMOSTRA	*GRUPO*	*PAREDE*	*MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL*
1	1	1	0
2	1	1	0
3	1	1	0
4	1	1	1
5	1	1	1
6	1	1	1
7	1	1	1
8	1	1	0
9	1	1	0
10	1	1	0
11	2	1	1
12	2	1	0
13	2	1	0
14	2	1	0
15	2	1	0
16	2	1	0
17	2	1	0
18	2	1	0
19	2	1	0
20	2	1	0
21	3	1	0
22	3	1	0
23	3	1	0
24	3	1	0
25	3	1	0
26	3	1	0
27	3	1	0
28	3	1	0
29	3	1	0
30	3	1	0
31	4	1	0
32	4	1	0
33	4	1	0
34	4	1	1
35	4	1	0
36	4	1	0
37	4	1	0
38	4	1	0
39	4	1	0
40	4	1	1
41	5	1	1
42	5	1	1
43	5	1	1
44	5	1	1
45	5	1	1
46	5	1	1
47	5	1	0
48	5	1	0
49	5	1	0
50	5	1	0
51	6	1	3

52	6	1	1
53	6	1	0
54	6	1	0
55	6	1	0
56	6	1	0
57	6	1	0
58	6	1	0
59	6	1	0
60	6	1	0
61	7	1	0
62	7	1	0
63	7	1	0
64	7	1	0
65	7	1	0
66	7	1	0
67	7	1	0
68	7	1	0
69	7	1	0
70	7	1	0
71	8	1	0
72	8	1	0
73	8	1	0
74	8	1	0
75	8	1	0
76	8	1	0
77	8	1	0
78	8	1	0
79	8	1	0
80	8	1	0
1	1	2	3
2	1	2	3
3	1	2	3
4	1	2	0
5	1	2	0
6	1	2	0
7	1	2	3
8	1	2	3
9	1	2	3
10	1	2	3
11	2	2	2
12	2	2	3
13	2	2	3
14	2	2	3
15	2	2	3
16	2	2	3
17	2	2	3
18	2	2	3
19	2	2	3
20	2	2	3
21	3	2	0
22	3	2	1
23	3	2	0
24	3	2	0
25	3	2	1
26	3	2	0
27	3	2	1

28	3	2	0
29	3	2	1
30	3	2	0
31	4	2	0
32	4	2	1
33	4	2	0
34	4	2	2
35	4	2	2
36	4	2	1
37	4	2	3
38	4	2	3
39	4	2	2
40	4	2	2
41	5	2	3
42	5	2	1
43	5	2	3
44	5	2	3
45	5	2	3
46	5	2	3
47	5	2	3
48	5	2	3
49	5	2	3
50	5	2	3
51	6	2	3
52	6	2	3
53	6	2	3
54	6	2	3
55	6	2	3
56	6	2	3
57	6	2	3
58	6	2	3
59	6	2	3
60	6	2	3
61	7	2	2
62	7	2	1
63	7	2	2
64	7	2	2
65	7	2	1
66	7	2	1
67	7	2	2
68	7	2	2
69	7	2	2
70	7	2	3
71	8	2	0
72	8	2	0
73	8	2	0
74	8	2	1
75	8	2	1
76	8	2	1
77	8	2	1
78	8	2	3
79	8	2	0
80	8	2	1

ANEXO G – Resultados do Examinador 1 quanto aos grupos experimentais e paredes observadas

GRUPOS / PAREDES	GRUPO I	GRUPO II	GRUPO III	GRUPO IV	GRUPO V	GRUPO VI	GRUPO VII	GRUPO VIII
O	0	1	0	0	1	3	0	0
C	0	0	0	0	1	1	0	0
L	0	0	0	0	1	0	0	0
U	1	0	0	1	1	0	0	0
S	1	0	0	0	1	0	0	0
A	1	0	0	0	1	0	0	0
I	1	0	0	0	0	0	0	0
S	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	1	0	0	0	0
C	3	2	0	0	3	3	2	0
E	3	3	1	1	1	3	1	0
R	3	3	0	0	3	3	2	0
V	0	3	0	2	3	3	2	1
I	0	3	1	2	3	3	1	1
C	0	3	0	1	3	3	1	1
A	3	3	1	3	3	3	2	1
I	3	3	0	3	3	3	2	3
S	3	3	1	2	3	3	2	0
	3	3	0	2	3	3	3	1