

DIMAS RENÓ DE LIMA

**EFEITO DO LASER Nd:YAG NO PRÉ-TRATAMENTO
DENTINÁRIO E SELAMENTO MARGINAL, EM
RESTAURAÇÕES DE CIMENTO DE IONÔMERO DE
VIDRO RESINA MODIFICADO**



Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Concentração em Odontologia Restauradora.

Orientadora: Prof.^a Adj. Rosehelene Marotta Araújo

São José dos Campos

2003

AD15
2628x
1545

Apresentação Gráfica e Normalização de acordo com:

BELLINI, A.B.; SILVA, E.A. **Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico.** São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2002. 82p.

LIMA, D.R. **Efeito do laser Nd:YAG no pré-tratamento dentinário e selamento marginal, em restaurações de cimento de ionômero de vidro resina-modificado.** 2003. 127f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.

DEDICO ESTE TRABALHO

À minha esposa e amiga Marcy Cristina, pela cumplicidade, amor e dedicação; por sempre estar ao meu lado e compreender minhas ausências, preenchendo com sucesso todos os espaços deixados por mim, para que eu pudesse me dedicar a este trabalho. Sem seu incansável incentivo, não seria possível obter este título, e tantas outras conquistas....

A Paulo Lima (In memoriam) e À Maria José Renó de Lima, pelo amor e educação que sempre me proporcionaram, contribuindo para minha formação. Eu me orgulho de tê-los como meus pais.

DEDICATÓRIA ESPECIAL

A Deus, pelo dom da vida...

A Gabriel Eduardo F. Lima, pela felicidade que sua existência me proporciona; pelos laços eternos de amor que nos unem; pelo maior presente que Deus poderia me oferecer; por ser meu filho...

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Profª Adj. Rosehelene Marotta Araújo, por ter me auxiliado neste trabalho, dando o apoio para a execução do mesmo. Agradeço sua orientação e dedicação, e o grande incentivo ao meu desenvolvimento profissional.

À Profª Tit. Maria Amélia Máximo Araújo, pelas muitas oportunidades a mim oferecidas. Obrigado pela confiança e apoio na obtenção deste título; minha gratidão, respeito e admiração ficam aqui registrados.

À Secretária do Departamento de Odontologia Social e Clínica Infantil, Maria Regina Brauna Batista, pessoa responsável pela confecção deste trabalho. Excelente profissional, amiga e dedicada. Através de sua competência, foi possível atravessar e vencer tantos obstáculos.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos,
pela oportunidade de realizar o Curso de Pós-Graduação.

À Prof^a. Adj. Marcia Carneiro Valera Garakis,
coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Odontologia, pela
competência e seriedade com que conduziu o curso.

A todos os Professores e Funcionários do Curso de Pós-
Graduação em Odontologia pela prontidão em nos ajudar sempre que
necessário.

A todos os colegas do Curso de Pós-Graduação pela
amizade, convívio e incentivo demonstrado.

Aos amigos docentes do Departamento de Odontologia
Social e Clínica Infantil da FOSJC/UNESP.

Aos colegas docentes e estagiários da Disciplina de
Clínica Integrada pela convivência, amizade e apoio durante estes anos;
em especial ao Cirurgião-Dentista Eduardo Galera da Silva e à Estagiária
Eliana Gregório pela ajuda na confecção das fotos.

Às Bibliotecárias da FOSJC/UNESP, em especial à Angela de Brito Bellini, pela revisão bibliográfica deste trabalho.

Ao Prof. Assist. Ivan Balducci pela elaboração da análise estatística desta pesquisa.

Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora da FOSJC/UNESP, em especial à Michelle pela ajuda e boa vontade na elaboração da fase experimental deste trabalho.

À Estagiária Ângela Regina Kimie Marimoto da Disciplina de Clínica Integrada do Departamento de Odontologia Social e Clínica Infantil da FOSJC/UNESP, pela colaboração na confecção deste trabalho.

Ao Prof. Adjunto Wilson Galvão Naressi pela revisão ortográfica deste trabalho.

Aos pacientes conhecidos e desconhecidos, que cederam seus dentes para a realização deste trabalho.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram no desenvolvimento deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	08
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
RESUMO	13
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1 Microinfiltração	20
2.2 Laser	42
3 PROPOSIÇÃO	62
4 MATERIAL E MÉTODO	63
4.1 Material	63
4.2 Método	66
5 RESULTADO	82
5.1 Avaliação da microinfiltração através da lupa estereomicroscópica	82
6 DISCUSSÃO	91
6.1 Da metodologia.....	91
6.2 Dos resultados	94
7 CONCLUSÃO	104
8 REFERÊNCIAS	105
ANEXOS	124
APÊNDICES	125
ABSTRACT	127

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 –	Sistema restaurador empregado	65
FIGURA 2 –	Laser de Nd:YAG	66
FIGURA 3 –	Microscópio modificado para padronização dos preparos com turbina de alta rotação	68
FIGURA 4 –	Realização do preparo cavitário no microscópio modificado	68
FIGURA 5 –	Vista vestibular e lingual dos preparos cavitários	69
FIGURA 6 –	Aplicação do laser de Nd:YAG após a aplicação do sistema adesivo.....	72
FIGURA 7 –	Aplicação do laser de Nd:YAG na interface dente/restauração.....	74
FIGURA 8 -	Representação esquemática dos escores de microinfiltração nas margens oclusal e gengival.....	79
FIGURA 9 –	Distribuição em porcentagem dos graus de microinfiltração para os seis grupos na parede oclusal	83
FIGURA 10 –	Distribuição em porcentagem dos graus de microinfiltração para os seis grupos na parede gengival	84
FIGURA 11 –	Distribuição em porcentagem dos graus de microinfiltração para as paredes oclusal e gengival para os seis grupos	86
FIGURA 12 –	Microinfiltração grau 0 na margem oclusal e gengival do espécime do grupo III	88
FIGURA 13 –	Microinfiltração grau 1 na margem oclusal e grau 0 na gengival do espécime do grupo VI	88

FIGURA 14 – Microinfiltração grau 1 na margem oclusal e gengival do espécime do grupo VI.....	89
FIGURA 15 – Microinfiltração grau 1 na margem oclusal e grau 0 na gengival do espécime do grupo V	89
FIGURA 16 – Microinfiltração grau 2 na margem oclusal e grau 1 na gengival do espécime do grupo IV.....	90
FIGURA 17 – Microinfiltração grau 2 na margem oclusal e gengival do espécime do grupo II	90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Distribuição dos corpos de prova em frequência absoluta (n) e relativa (%), segundo o grau de microinfiltração para os seis grupos na parede oclusal	83
Tabela 2 – Distribuição dos corpos de prova em frequência absoluta (n) e relativa (%), segundo o grau de microinfiltração para os seis grupos na parede gengival	84
Tabela 3 – Resultados do teste de sinais de postos de Wilcoxon, comparando a parede oclusal com a gengival para cada grupo	85
Tabela 4 – Distribuição e frequência absoluta (n) e relativa (%) dos corpos de prova quanto à microinfiltração segundo as paredes oclusal e gengival	86
Tabela 5 – Dados obtidos de microinfiltração (em escore) na parede oclusal segundo os grupos	125
Tabela 6 – Dados obtidos de microinfiltração (em escore) na parede gengival segundo os grupos	126

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BIS-GMA	= Bisfenol A e Glicidil Metacrilato
CIV	= Cimento de Ionômero de Vidro
CIV-RM	= Cimento de Ionômero de Vidro Resina Modificado
CP	= Corpos de Prova
Er:YAG	= Érbio: Ítrio-Alumínio-Granada
EDTA	= Ácido Etileno Diamino / Tetraetila
He:Ne	= Hélio-Neônio
HEMA	= Hidroxietil Metacrilato
Ho:YAG	= Holmio: Ítrio-Alumínio-Granada
LASER	= Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação
MEV(SEM)	= Microscopia Eletrônica de Varredura
NaOCl	= Hipoclorito de Sódio
Nd:YAG	= Neodímio: Ítrio-Alumínio-Granada
Nd:YLF	= Neodímio: Ítrio-Lítio-Fluor
RC	= Resina Composta
cm	= Centímetro
CO ₂	= Dióxido de Carbono
h	= Horas
Hz	= Hertz (medida de frequência de picos em ondas eletromagnéticas expressa em ciclos por segundo)
J	= Joule (energia)
J/cm ²	= Joules por centímetro quadrado (densidade de energia)
J/p	= Joule por pulso
JCE	= Junção Cimento – Esmalte
kg	= Quilograma
KHZ	= Quilohertz
min	= Minutos

mJ	= Milijoules (medida de energia equivalente a 10^{-3}J)
MO	= Microscópio de luz
mJ/p	= Milijoules por Pulso
mm	= Milímetro (unidade de medida equivalente a 10^{-3}m)
mm/min	= Milímetro por Minuto
mPa	= Mega Pascal
ms	= Milissegundo
mW	= Miliwatt (medida de potência equivalente a 10^{-3}w)
mW/cm ²	= Miliwatt por Centímetro Quadrado
nm	= Nanometro (equivalente a 10^{-9}m)
ns	= Nanossegundo (equivalente a 10^{-9}s)
°C	= Graus Célsius
p	= Pulso
pH	= Potencial Hidrogeniônico
pps	= Número de pulsos de energia laser emitidos em 1 segundo
rpm	= Rotações Por Minuto
s	= Segundos
W	= Watt (potência)
%	= Porcentagem
μ	= Mícron (unidade de medida equivalente a 10^{-6}m)
μm	= Micrometro
μs	= Microssegundo

LIMA, D.R. Efeito do laser Nd:YAG no pré-tratamento dentinário e selamento marginal, em restaurações de cimento de ionômero de vidro resina-modificado. 2003. 127f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o selamento marginal de restaurações com cimento de ionômero de vidro resina modificado após aplicação do laser Nd:YAG sobre o primer, fotopolimerizado ou não, e nas margens da restauração empregando-se o teste de microinfiltração. Foram realizadas 120 restaurações classe V nas superfícies vestibular e lingual de cada dente, divididas em seis grupos onde foram observados os efeitos do laser Nd:YAG sobre a dentina e nas margens das restaurações. Os corpos de prova foram termociclados em temperaturas de 5°C a 55°C, podendo variar de $\pm 2^\circ\text{C}$, e imersos em uma solução de nitrato de prata a 50%. Realizou-se um corte no centro da restauração no sentido vestibulo-lingual para determinar o grau de microinfiltração nas margens oclusal e gengival de cada corpo de prova. Foram empregados os métodos estatísticos Kruskal-Wallis não paramétricos e o teste de sinais de postos de Wilcoxon com nível de significância de 5%. A metodologia empregada para avaliar a infiltração marginal permitiu concluir que: todos os grupos apresentaram resultados semelhantes de microinfiltração para a margem oclusal e gengival não diferindo estatisticamente entre si; quando comparamos os graus de microinfiltração entre a margem oclusal e gengival observamos que os grupos II e III não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, enquanto que os grupos I, IV, V e VI apresentaram diferenças estatisticamente significantes; comparando a margem oclusal com a gengival observamos uma menor infiltração na margem gengival.

PALAVRAS-CHAVE: Infiltração dentária, marginal; cimento de ionômero de vidro, adesão; laser de Nd:YAG

1 INTRODUÇÃO

A microinfiltração na interface dente/restauração é uma das causas de insucesso das restaurações. É definida como sendo a passagem de bactérias, fluídos, moléculas ou íons entre a parede da cavidade e o material restaurador (KIDD⁴⁵, 1976), sendo, portanto, um fator relevante na longevidade das restaurações porque pode promover descoloração marginal, cárie recorrente, hipersensibilidade dentinária e o desenvolvimento de patologias pulpares (GOING³⁷⁻⁸, 1972 e 1979; ASMUSSEN¹⁴, 1985; PASHLEY⁸³, 1990; ANDRADE et al.⁵⁻⁶, 1996 e 1997; SALAMA⁹⁹, 1998).

A incapacidade dos materiais restauradores em promover vedamento marginal, já relatado por Fraser³⁵ em 1929, ainda é o grande desafio da odontologia, sendo um problema clínico contínuo; mesmo com os avanços relevantes de vários materiais adesivos e técnicas restauradoras, não se conseguiu eliminar a microinfiltração ao redor das restaurações, especialmente nas margens gengivais de cavidade de classe V.

O emprego do condicionamento ácido para a promoção da adesão ao esmalte foi estabelecido desde o trabalho de Buonocore²¹, em 1955, propondo a aplicação de ácido fosfórico no esmalte, seguida de uma aplicação de resina fluida nas porosidades criadas neste tecido. Com este procedimento, a microinfiltração pode ser quase eliminada nas regiões com camada suficiente de esmalte.

Estudos sobre a adesão à dentina foram estimulados devido ao sucesso alcançado pelo emprego do condicionamento ácido para a promoção da adesão ao esmalte (NAKABAYASHI et al.⁸⁰, 1982; NAKABAYASHI et al.⁸¹, 1991). Estes dois tecidos apresentam diferentes características morfológicas e estruturais. Enquanto a adesão ao esmalte

é facilmente obtida devido à sua constituição e distribuição estrutural uniforme, a adesão à dentina representa um desafio devido à sua complexidade estrutural (YU et al.¹³⁶, 1993; PERDIGÃO et al.⁹⁰, 1994; SWIFT JÚNIOR et al.¹¹², 1995).

Devido às características peculiares do tecido dentinário, quando da realização do preparo cavitário, a superfície dentinária pode ficar coberta por uma camada de esfregaço, a *smear layer*, composta de detritos de esmalte, dentina, sangue, saliva e microorganismos, que embora sendo uma barreira natural à penetração de bactérias e suas toxinas para o interior da polpa, impede o íntimo contato do material restaurador com o substrato (BRÄNNSTROM & JOHNSON²⁰, 1974; MERYON et al.⁶⁹, 1987; ARAÚJO & BOTTINO¹⁰, 1998; PASHLEY et al.⁸⁵ 1992; BOTTINO et al.¹⁸, 2001). Contudo, essa camada de esfregaço também pode ser considerada um impedimento que precisa ser removido para que os sistemas adesivos possam penetrar no substrato dentinário subjacente (SWIFT JÚNIOR et al.¹¹², 1995, PASHLEY⁸⁴, 1992).

A espessura da *smear layer* varia muito e depende de como a dentina é cortada: se foi ou não usado resfriamento, tamanho e forma da cavidade e tipo de instrumento empregado (GWINNET⁴², 1984; PASHLEY⁸⁴, 1992; PASHLEY et al.⁸⁷, 1993).

Se para a obtenção de interação de um adesivo e o substrato dentinário, o adesivo deve penetrar na dentina, molhar sua superfície e proporcionar íntimo contato, resultando assim em adesão, a camada de esfregaço deve ser modificada ou removida de modo a propiciar a união dos materiais restauradores à dentina (MOUNT⁷², 1991; PEREIRA et al.⁹¹, 1992; TEIXEIRA¹¹⁴, 1998; MOREIRA⁷¹, 2001; LIMA et al.⁵², 2002).

O cimento de ionômero de vidro (CIV) foi desenvolvido em 1969, e apresentado em 1972 por Wilson & Kent¹²⁷. O CIV resultou da união do cimento de silicato ao cimento de policarboxilato, tendo qualidades de ambos os cimentos, como: capacidade de liberar flúor

vindo do cimento de silicato, a capacidade de aderir às estruturas dentais e biocompatibilidade similares às do cimento de policarboxilato (McLEAN & WILSON⁶⁴⁻⁵, 1977; MALDONADO et al.⁵⁷, 1978; CHAIN²⁴, 1990; McLEAN⁶³, 1992; FORSTEN³³, 1995; TENUTA et al.¹¹⁵, 1997; TERADA et al.¹¹⁶, 1998).

Wilson & Mclean¹²⁸, em 1988, publicaram um livro sobre as propriedades dos CIV, estabelecendo seu mecanismo de ação e propriedades intrínsecas, descrevendo-os como sendo um material com propriedades únicas. Atestaram que os CIV têm translucidez comparada à da porcelana, aderem-se ao dente e têm propriedades biológicas favoráveis, sendo utilizados em vários procedimentos clínicos como: material restaurador principalmente em lesões de classe V, de base e forramento, cimentante, de preenchimento e reforço da estrutura dental.

Tentando melhorar as propriedades mecânicas do CIV, Mathis & Ferracane⁵⁹, 1989, realizaram uma modificação química resultando na introdução do cimento fotopolimerizável, que, segundo Smith¹⁰⁷, em 1990, são materiais com HEMA (componentes resinosos) na sua composição e polimerização semelhante à RC, havendo uma melhora no tempo de trabalho (LEINFELDER⁵¹, 1993).

Baseados na composição e reação de endurecimento desse novo material, McLean et al.⁶⁶, em 1994, sugeriram que a nomenclatura mais correta seria CIV-RM. Este material apresenta uma melhora das características antes descritas como limitantes ao uso dos CIV, ou seja, um melhor resultado estético, menor tempo de presa, maior tempo de trabalho e maior resistência física e mecânica (MITRA⁷⁰, 1991; MOUNT⁷³, 1999; ANUSAVICE⁹, 1998, WILSON & MCLEAN¹²⁸, 1988).

Apesar das melhoras conseguidas com os CIV-RM, o sucesso ou fracasso com este material está na dependência de sua correta indicação. O profissional também deverá ter conhecimento sobre os cuidados que devem ser observados na sua manipulação para que suas propriedades sejam as melhores possíveis, resultando numa

restauração com características desejáveis (NAGAMINE et al.⁷⁹, 1997; FRANCO et al.³⁴ 2001).

A adesão do CIV aos tecidos mineralizados do dente acontece basicamente através da ligação com os íons cálcio, apresentando adesão ao esmalte e dentina; porém, no esmalte é maior que na dentina (PRODGER & SYMONDS⁹⁴, 1977; ABOUSH & JENKINS², 1986).

Com a finalidade de melhorar a adesão do CIV à dentina, muitos estudos vêm buscando um tratamento adequado da *smear layer* previamente à inserção de materiais restauradores (MOUNT⁷², 1991; PEREIRA et al.⁹¹, 1992; TEIXEIRA¹¹⁴, 1998; MOREIRA⁷¹, 2001). Embora muito já se tenha conseguido desde a introdução dos primeiros agentes de união à dentina, novas tendências começam a despontar para se melhorar a qualidade da adesão, como a utilização das mais variadas formas de energia laser: CO₂ (COOPER et al.²⁷, 1988), Nd:YAG (ARAÚJO et al.¹², 2001), Er:YAG (WIGDOR et al.¹²⁶, 1993), Ho:YAG (CERNAVIN²³, 1995), Nd:YFL (GONÇALVES et al.³⁹, 1999; TEIXEIRA¹¹⁴, 1998).

O primeiro sistema laser foi desenvolvido através da excitação de um cristal de rubi, Maiman⁵⁶, 1960. Durante muitos anos, principalmente durante as décadas de 60 e 70, o laser não foi muito acreditado na odontologia devido à utilização de protocolos inadequados para a estrutura dental. Frequentemente o laser era utilizado de forma não específica (ZEZELL¹³⁸, 2000); então, trabalhos com fins odontológicos utilizando o laser de rubi, demonstraram que ele causava dano à polpa pelo seu efeito térmico elevado (STERN & SOGNAES¹⁰⁹, 1964; ADRIAN & WASHINGTON³, 1977).

As primeiras aplicações da luz laser na odontologia somente foram observadas no início da década de 80. Essas aplicações inicialmente concentravam-se em tecidos moles; atualmente, a maioria dos trabalhos com aplicações do laser diz respeito a tecidos duros.

Surpreendentes alterações morfológicas foram observadas com o uso da irradiação laser como um meio de alterar a estrutura física do substrato dentinário, com formações de projeções fungiformes que poderiam ajudar na adesão mecânica, remoção da *smear layer* e abertura dos túbulos dentinários (COOPER et al.²⁷, 1988; PASHLEY et al.⁸⁶, 1992; WHITE et al.¹²⁵, 1993; ZECELL¹³⁸, 2000).

A interação da luz laser com os tecidos depende de vários fatores como: tipo de tecido e sua capacidade de absorção, comprimento de onda, potência, frequência e duração dos pulsos, quantidade de energia aplicada, modo de entrega, distância focal e presença ou não do sistema de resfriamento (KUTSCH⁴⁸, 1993; ZECELL¹³⁸, 2000).

Dentre os lasers utilizados em odontologia, o Nd:YAG tem sido indicado para prevenção de cárie aumentando a resistência do esmalte à desmineralização (YAMAMOTO & OOYA¹³⁰, 1974; YAMAMOTO & SATO¹³¹⁻², 1980; MYERS & MYERS⁷⁸, 1985; BAHAR & TAGOMORI¹⁵ 1994; MYAKI et al.⁷⁶, 1995; PELINO et al.⁸⁹, 1999); remoção do tecido cariado (LIZARELLI et al.⁵⁴, 1998); aumento da resistência do cimento à desmineralização (L'ASTORINA et al.⁵⁰, 1999); promover modificação da superfície dentinária (MYAKI⁷⁴, 1999); promover modificações morfológicas no esmalte (VERLANGIERE¹²⁰, 2001); alteração da superfície interna dos condutos radiculares (GOODIS et al.⁴¹ 1992; ANIC et al.⁷⁻⁸ 1996 e 1998) ; para detecção de cárie (ZANDONA et al.¹³⁷ 1997); selamento de superfície (NAVARRO et al.⁸² 2000).

À medida em que ambas, experiências clínicas e investigações científicas, expandem-se, possíveis aplicações futuras do laser dental podem ser desenvolvidas (MYERS & McDANIEL⁷⁷, 1991).

Em 1988, Cooper et al.²⁷ relataram uma possível melhora na adesão de materiais restauradores à dentina previamente tratada com a irradiação laser de CO₂. Este tipo de tratamento produz modificações morfológicas pela fusão e recristalização da hidroxiapatita dentinária pois, dependendo da energia utilizada, podemos modificar a estrutura física do

substrato dentinário com selamento dos canalículos, formar projeções fungiformes que podem auxiliar na adesão mecânica, remover a *smear layer* e abrir os túbulos dentinários ou mesmo vitrificar a dentina. (COOPER et al.²⁷, 1988; PASHLEY et al.⁸⁶, 1992; WHITE et al.¹²⁴⁻⁵ 1993 e 1994; VISURI et al.¹²¹, 1996).

Os efeitos desse tipo de tratamento sobre o complexo dentina-polpa ocorrem pelo aumento da temperatura durante a irradiação laser e encontram-se dependentes do remanescente dentinário, presença de irrigação e variáveis do laser como: tipo, potência, pulso/tempo e densidade (ADRIAN & WASHINGTON³, 1977; PASHLEY et al.⁸⁶, 1992; ARCODIA & COZEAN¹³, 1994; ANIC⁷, 1996).

Gonçalves et al.³⁹, em 1999, utilizaram o laser de Nd:YFL como pré-tratamento da dentina na resistência de união dos sistemas adesivos Multi-Use 3M (3M Dental Products), sugerindo que este tratamento, após aplicação do sistema adesivo, é promissor na obtenção de uma melhor resistência adesiva. Matos et al.⁶⁰, em 1999, avaliaram a força de tração em resinas compostas na dentina com o laser de Nd:YAG e obtiveram melhores resultados com laser após o sistema adesivo. Araújo et al.¹², em 2001, utilizaram laser Nd:YAG para pré-tratamento dentinário e obtiveram melhores valores de microinfiltração e nanoinfiltração em restaurações de RC em cavidades preparadas com laser de Er:YAG. Esses autores sugerem uma melhora na resistência quando aplicamos o laser após o sistema adesivo.

Poucos trabalhos foram encontrados na literatura a respeito da utilização do laser Nd:YAG, no pré-tratamento dentinário em restaurações realizadas com CIV-RM. Assim sendo, propusemo-nos a avaliar se ocorrerá o selamento marginal de restaurações com CIV-RM após aplicação do laser Nd:YAG sobre o primer, fotopolimerizado ou não, e nas margens das restaurações.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para a revisão da literatura, pesquisamos os dados bibliográficos referentes a microinfiltração – CIV e Laser, que serão apresentados em ordem cronológica.

2.1 Microinfiltração

Em 1929, Fraser³⁵ já realizava pesquisas sobre microinfiltração dos materiais restauradores. O autor utilizou a penetração bacteriana na interface dente/restauração para analisar a adaptação de materiais restauradores da época e, até os dias de hoje, pesquisas têm sido realizadas com o mesmo objetivo.

Em 1955, Buonocore²¹, tentando obter uma melhor união entre resina acrílica e esmalte dental, utilizou o ácido oxálico/fosfomolibdato e o ácido fosfórico a 85% sobre a superfície do esmalte dental. A utilização do ácido fosfórico a 85% resultou em aumento na resistência e longevidade da adesão, permitindo um maior contato entre resina e esmalte, diminuindo consideravelmente a microinfiltração.

Going³⁷, em 1972, fez uma revisão dos estudos relacionados com a infiltração marginal mostrando que, muitas vezes, foram desenvolvidas técnicas complicadas para estudar a permeabilidade marginal na interface dente/restauração. Estes estudos enfatizavam o fato de que as margens das restaurações não são bordas fixas, inertes e impenetráveis, como o clínico gostaria que fossem, mas sim “microdispositivos dinâmicos que contêm um grande tráfego de íons e moléculas”. O autor observou um progresso significativo com o advento

de compósitos e técnicas associadas na redução da microinfiltração, mas que nenhum material restaurador desenvolvido até esta data é adesivo à estrutura dental. O autor concluiu que a microinfiltração envolve vários fenômenos: trocas iônicas e difusão de fluidos, natureza física e química dos materiais e técnicas corretas por parte do operador.

Em 1972, Wilson & Kent¹²⁷ descreveram o aparecimento de um novo cimento translúcido que recebeu o nome de “cimento de ionômero de vidro”. A reação de presa deste cimento é essencialmente do tipo ácido/base, formando um sal hidratado, quando o pó de vidro de aluminossilicato e a solução aquosa de um polímero e copolímero de ácido acrílico entram em contato. Este cimento foi desenvolvido para ser utilizado em dentes anteriores nas lesões de erosão/abrasão e, posteriormente, como agente de cimentação e base de cavidades.

McLean & Wilson⁶⁴, em 1977, avaliaram as formulações e propriedades dos CIV. Relataram que o desenvolvimento desses materiais teve como objetivo combinar as melhores propriedades do cimento de silicato, resina composta e cimento de policarboxilato. O CIV era composto, basicamente, por um pó de vidro de alumínio cálcio silicato e um líquido de ácido poliacrílico. Foram necessárias modificações nos tempos de trabalho e presa, propriedades manipulativas, opacidade e resistência, com a utilização de diferentes vidros e formulações poliácidas, variando-se sua concentração, viscosidade e adição de agentes quelantes de baixo peso molecular, para que esse material tivesse aceitabilidade clínica.

Maldonado et al.⁵⁷, em 1978, avaliaram um CIV e sua liberação de flúor, efeito sobre a solubilidade do esmalte, adesão ao esmalte e a capacidade de vedar a cavidade, comparando-o ao cimento de silicato e policarboxilato. Concluíram que os CIV são tão eficazes

quanto ao cimento de silicato na inibição da cárie secundária, aderindo-se ao esmalte e à dentina, sendo a adesão ao esmalte mais forte como no cimento de policarboxilato.

Em 1982, Nakabayashi et al.⁸⁰, estudando a adesão pela infiltração de monômeros no substrato dentinário, avaliaram a efetividade do 4-META (4-metacriloxietil trimetacrilato anidro) na adesão ao esmalte e dentina condicionados por ácidos. Foram utilizados dentes humanos e bovinos recém-extraídos, que após preparados, receberam tratamento condicionador com uma mistura de ácido cítrico 1% e cloreto férrico 1% (1:1) ou ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3% (10:3) por 30s. Após realizados os testes de resistência, os autores concluíram que: a) a solução 10:3 foi efetiva para esmalte e dentina, o que não ocorreu com a solução 1:1, efetiva somente para dentina; b) o sistema adesivo empregado, por conter monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos, ofereceu a possibilidade de maior penetração desses monômeros nos tecidos duros; c) houve um aumento significativo da resistência adesiva em dentina, devido à penetração dos monômeros não somente nos túbulos expostos pelo condicionamento ácido, como também na dentina peri e inter-tubular.

Wu et al.¹²⁹, em 1983, realizaram um estudo utilizando o nitrato de prata para detectar a microinfiltração em restaurações de RC. Os autores compararam o método com nitrato de prata, com o método utilizando radioisótopos. Concluíram que a utilização do nitrato de prata como traçador fornece uma definição superior, podendo os escores ser determinados em números precisos. Além disso, o método apresentou a vantagem em termos de segurança e tempo, pois os dentes podem ser observados diretamente em microscópio, sem necessitar de interpretação indireta através de filmes ou fotografias.

Welsh & Hembree Junior¹²³, em 1985, realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a infiltração na margem dentina/cimento em restaurações de classe V de lesões de erosão/abrasão, utilizando quatro materiais restauradores disponíveis no mercado: Concise (3M Dental Products), Fuji Ionomer Cement (G-C Dental Industrial Corp.), Dent-Mat Dentin Bonding System (Di-mat) e Clearfil (Kuraray). Foram utilizados 72 dentes humanos extraídos, onde a área de erosão/abrasão foi produzida mecanicamente com um disco de carborundum, com a margem oclusal localizada em esmalte e a margem cervical em dentina/cimento, e polida com pedra pomes. Após realizadas as restaurações, os dentes foram termociclados (100 ciclos de 4°C e 58°C, com tempo de permanência de 60s em cada temperatura), armazenados por uma semana, três e seis meses em água destilada a 37°C e, após esses períodos, submetidos a uma solução de isótopo ⁴⁵Ca por 2 horas. Os autores observaram que houve uma maior infiltração na margem gengival em dentina/cimento do que na margem oclusal em esmalte. Dos quatro materiais testados na margem gengival, o Dent-Mat apresentou maior infiltração nos três períodos avaliados enquanto que o CIV Fuji Ionomer Cement apresentou melhor resultado com um mínimo de infiltração marginal nos três intervalos de tempo estudados. Esses achados demonstraram que os sistemas adesivos capazes de selar a margem de dentina/cimento ainda precisam ser desenvolvidos.

Em 1987, Crim & Garcia-Godoy²⁹ estudaram o tempo de armazenamento de dente restaurado até a termociclagem e a duração do ciclo térmico na infiltração marginal em restaurações de RC. Foram realizadas restaurações de classe V, nas faces vestibular e lingual de pré-molares humanos hígidos recém extraídos, com as margens localizadas em esmalte. A RC utilizada foi Prisma Fill e o sistema adesivo foi o Prisma-Bond, todos da L. D. Caulk Co. Após 15 min da fotopolimerização, foram removidos os excessos de material e as restaurações receberam

acabamento e polimento e foram submetidas à termociclagem com as seguintes variações de temperatura (37°C por 23s, 54°C por 24s, 37°C por 23s e 12°C por 4s): a) 1000 ciclos; b) 1500 ciclos; c) armazenados à temperatura ambiente, por 24h, antes dos 100 ciclos; d) armazenados por 24h antes de 1500 ciclos; em seguida, os dentes foram colocados em uma solução de fucsina básica por 24h, seccionados e analisados com atribuição de escores de 0 a 3 em um estereomicroscópio. Os resultados demonstraram que o tempo de armazenamento curto e a ciclagem térmica não tiveram influência na microinfiltração das restaurações em RC. A ciclagem térmica de 100 ciclos foi tão efetiva em demonstrar microinfiltração como a de 1.500 ciclos.

Retief⁵⁶, em 1987, levantou a seguinte dúvida: são as técnicas adesivas suficientes para prevenir a microinfiltração? Considerou importante o entendimento do fenômeno da adesão entre materiais restauradores e estrutura dental, sendo que esta pode resultar da retenção mecânica e/ou retenção adesiva onde a interação físico-química se estabelece entre adesivo e substrato. Apresentou as seguintes conclusões gerais: o condicionamento ácido do esmalte efetivamente elimina a infiltração marginal das RC, desde que suficiente quantidade de esmalte esteja presente; a infiltração marginal pode ser esperada em restauração de CIV; alguns dos novos sistemas adesivos têm potencial para prevenir a infiltração marginal e requerem mais estudo a respeito.

Mathis & Ferracane⁵⁸, em 1989, tentando melhorar as propriedades mecânicas dos CIV, acrescentaram uma porcentagem do líquido resinoso usado nas RC do comércio ao líquido dos CIV, e produziram um material híbrido contendo flúor, que deveria aderir à dentina, sendo mais resistente e menos sensível à desidratação na cavidade oral do que os CIV convencionais. Analisaram a resistência à tração, módulo de elasticidade, resistência à fratura e à compressão deste

material híbrido. Testaram também *in vitro* a solubilidade em água, adesão à dentina e rugosidade de superfície. Os resultados dos vários testes sugeriram que nas primeiras horas as propriedades desse novo material híbrido excedem as dos CIV convencionais, exceto a adesão à dentina, que foi similar em ambos. Relataram ainda que além da melhora nas propriedades mecânicas, a estética desse novo material é melhor que o CIV convencional e menos susceptível à desidratação e apresentando menor resistência que os compósitos.

Carvalho et al.²², em 1990, realizaram uma pesquisa com diversos CIV e de sílico-fosfato, para verificar a liberação de flúor destes cimentos, em períodos de 24h e sete dias. Foram testados os seguintes materiais: Chelon Fil (Espe); Fuji II (GC Dental); Ceran Fil (Dental Fillings), cimentos ionoméricos e Kryptex (SS White Art. Dent.); Petralit (Dental Fillings), sílico-fosfato, seguindo as instruções dos fabricantes; foram confeccionados a partir de matrizes de teflon, 60 CP cilíndricos, medindo 8,0mm de diâmetro por 1,5mm de espessura. A amostragem total foi dividida em dois grupos de trinta que representaram os testes realizados em 24h e sete dias. Para cada material, foram confeccionados 6 CP. Os autores verificaram que todos os materiais apresentaram liberação de flúor, sendo esta maior nos períodos iniciais após a mistura e tendendo à estabilização posteriormente em níveis mais baixos.

Pashley⁸³, em 1990, considerou que para o entendimento das conseqüências clínicas sobre microinfiltração, é necessário analisar a permeabilidade dentinária, já que a maioria dos materiais restauradores permite a infiltração marginal de bactérias e seus produtos, na dentina. Os fatores que devem ser observados são: quantidade de dentina exposta durante o preparo, regiões de dentina, número e diâmetro dos túbulos dentinários e presença ou ausência de *smear layer*. Segundo o autor, *in vivo*, há um equilíbrio entre a taxa de difusão dos produtos bacterianos na

dentina, devido à infiltração marginal dente/restauração, e à taxa pelas quais são removidos pela circulação pulpar. A diminuição da circulação sanguínea pode permitir a concentração e o aumento desses produtos, levando a recidivas de cárie e inflamação pulpar. Portanto, existe pouca correlação entre a extensão da infiltração marginal *in vitro* e o sucesso clínico do material, o que dificulta as correlações.

Yu et al.¹³⁵, em 1990, relataram que muitos estudos de microinfiltração *in vitro* concentram-se sobre a comparação de diferentes sistemas adesivos; contudo, esses resultados são sensíveis a vários fatores como o tempo e método de armazenamento entre o preparo e teste, efeito da termociclagem e o tipo de material utilizado, dando pouca ou nenhuma atenção à técnica de acabamento utilizada e apresentando considerável variação no método de acabamento utilizado. Os resultados desses estudos indicaram que os melhores resultados foram obtidos com uma broca para acabamento de diamante fino, acompanhado de um polimento rápido e úmido com pedra branca, enquanto que as amostras acabadas com discos polidores e secos demonstraram considerável microinfiltração. Cuidados devem ser tomados quando da utilização de discos sem resfriamento adequado, que podem gerar calor excessivo, criando fendas que levam a uma maior infiltração marginal

Em 1991, Mount⁷² avaliou a formação da camada de íon enriquecida entre CIV e estrutura dentária, *in vivo*, entre duas restaurações de CIV que estiveram na cavidade oral por dois e cinco anos, cujos dentes tinham extração indicada por problemas periodontais. As restaurações foram realizadas em condições clínicas rotineiras utilizando-se pedra pomes e água para profilaxia, seguindo o tratamento prévio com o ácido poliacrílico a 10% por 10s. Foi utilizado em um dente o Ketac-Fil (ESPE) e no outro o Ketac-Silver (ESPE). Após as extrações, os dentes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual para que a

interface dente/material restaurador fosse avaliada ao MEV, onde foi observada uma camada de CIV aderida ao esmalte e à dentina, com pequenas porosidades visíveis. A adesão entre o CIV, a dentina e esmalte é o resultado do desenvolvimento de uma camada enriquecida de ion.

Em 1991, Nakabayashi et al.⁸¹ concluíram que o tradicional conceito de adesão à dentina poderia ser modificado. Um novo substrato, que é parte do dente e parte da resina, foi denominado de camada híbrida, formada por certos monômeros que podem se infiltrar na dentina e combinar com o colágeno e hidróxiapatita. Para a formação da camada híbrida é necessário que: a) o colágeno não seja denaturado pelos ácidos de condicionamento; b) a resina adesiva apresente monômeros hidrofóbicos e hidrofílicos que possam penetrar na dentina e combinar-se com ela; c) o catalizador deva permitir a polimerização em presença de água e oxigênio. Com a formação de uma camada híbrida de dentina e resina altamente ácido - resistente, há o selamento superficial contra a microinfiltração, aumentando a longevidade da restauração.

McLean⁶³, em 1992, relatou que o uso dos CIV em odontologia clínica está bem estabelecido, que têm uma série de propriedades únicas incluindo adesão à estrutura dental úmida, compatibilidade biológica e propriedades anticariogênicas devido à sua liberação de flúor, e que seu uso em lesões de cáries iniciais e lesões de erosão tem sido amplamente estudado. Podem ser indicados para selamento de fôssulas e fissuras, classe V, restauração tipo túnel, substituto de dentina e técnica do "sanduíche". Suas deficiências são baixa resistência à abrasão, sensibilidade à água, porosidade, e que o sucesso clínico do CIV depende de proteção precoce do cimento, evitando ressecamento ou hidratação, e o amplo uso de agentes adesivos fotoativados tem solucionado este problema. O autor concluiu que os CIV

desempenham um importante papel na odontologia restauradora e que melhoramentos em suas propriedades físicas estão sendo estudados.

Sidhu & Henderson¹⁰⁶, em 1992, analisaram a microinfiltração de três materiais, quando colocados em cavidades de Classe V. Os autores utilizaram sessenta dentes humanos que, após extrações, foram limpos e armazenados em água destilada. Foram confeccionados preparos cavitários de classe V nos terços cervicais vestibular e lingual de cada dente. A margem oclusal localizava-se em esmalte e a cervical em cemento. O esmalte recebeu um bisel de aproximadamente 0,5mm de profundidade. O grupo 1 (controle) foi restaurado com o ionômero Fuji Ionomer Type II (GC Dental Ind. Co.; Tokyo, Japan), e o grupo 2 foi restaurado com Silux Plus (3M Dental Products), utilizando o adesivo Scotchbond 2 (3M Dental Products). O grupo 3 foi restaurado com a resina Perfection (Den-Mat Co; Santa Maria, CA, USA) com adesivo Tenure 2 Step Adhesive System (Den-Mat). Os grupos ficaram armazenados em água destilada por 24h antes de serem polidos. Metade de cada grupo foi termociclado (1500 ciclos entre 5°C – 55° C). Os dentes foram colocados em fucsina básica 0,5% por 24h, à temperatura ambiente, seccionados e analisados quanto à microinfiltração, recebendo os escores de 0 a 3. Os autores verificaram que não ocorreram infiltrações em esmalte no grupo controle e muito pouco nos grupos experimentais. O grupo 1 teve pouca infiltração na margem gengival. Os grupos 2 e 3 tiveram infiltração significativamente maior que o grupo 1 e, o grupo 2, menor infiltração que o grupo 3. Os autores também verificaram que o CIV foi mais efetivo na prevenção da microinfiltração.

Taylor & Lynch¹¹³, em 1992, fizeram uma revisão das técnicas utilizadas para avaliação da microinfiltração. Com o desenvolvimento de novos materiais e técnicas restauradoras, com o

objetivo de diminuir a infiltração marginal e seu risco à vitalidade pulpar, diminuindo a sensibilidade pós-operatória, descoloração marginal e cárie secundária. Relataram que existem diversos métodos para analisar a microinfiltração em materiais restauradores, com vantagens e desvantagens, para cada técnica. Contudo, essa variedade de métodos leva a uma falta de padronização entre os pesquisadores, onde técnicas similares, usando aparelhos similares, incluem corantes diferentes. Tentativas estão sendo feitas no desenvolvimento de sistemas padrão para avaliação da microinfiltração, porém estas continuam a ser bastante subjetivas. Certamente para possibilitar os pesquisadores compararem a capacidade de vedação dos materiais restauradores, uma técnica padrão usando materiais e métodos padronizados deve ser utilizada.

Em 1993, Leinfelder⁵¹ descreveu os aspectos relacionados aos CIV, desde o seu aparecimento na odontologia em 1972. Desenvolvido como um material restaurador estético, adesivo, capaz de liberar flúor, esse material, na primeira década não foi bem aceito, pois clinicamente soltava-se facilmente das áreas cervicais e apresentava um aspecto branco e quebradiço. Pesquisas contínuas resultaram em melhores propriedades, bem como uma ampla variedade de aplicações. O maior aprimoramento deste cimento foi o sistema fotoativado. O autor relata que o CIV reduz a microinfiltração, propriedade esta relacionada ao seu coeficiente de expansão térmica semelhante à estrutura dental, especialmente à dentina. Relatou ainda que a popularidade e variedade de uso de ionômeros têm aumentado consideravelmente e no futuro será um material restaurador importante.

Pashley et al.⁸⁷, em 1993, estudaram a permeabilidade da dentina aos agentes adesivos. Segundo os autores, a permeabilidade da dentina é de fundamental importância na obtenção de uma boa adesão dentinária. Nos sistemas que removem a *smear layer*, existe a

possibilidade da resina infiltrar tanto nos túbulos dentinários quanto na dentina intertubular. A penetração da resina no interior dos túbulos pode promover um selamento efetivo e contribuir para a resistência adesiva, se a resina unir-se à parede do túbulo. A infiltração da resina na dentina intertubular somente pode ocorrer se a fase mineral da dentina for removida por condicionadores ácidos ou quelantes. Isto ocorre mais em dentina fraturada do que dentina recoberta por *smear layer*, devido aos "debris" de colágeno remanescentes na superfície dentinária após o condicionamento ácido. Os canais para infiltração da resina são os espaços perifibrilares criados ao redor das fibras de colágeno dentinárias, após a remoção da apatita mineral por ácidos. A difusão do adesivo através destes canais longos, estreitos e tortuosos, em 1 a 2min oferece inúmeros desafios que requerem mais pesquisas.

Sidhu¹⁰⁵, em 1993, avaliou a efetividade de três materiais e técnicas em restaurações de lesões cervicais através da infiltração marginal. Foram utilizados oitenta dentes humanos extraídos e armazenados em água destilada à temperatura ambiente. Foram preparadas cavidades com margem cervical na junção esmalte-cimento, nas superfícies vestibular e lingual de cada dente. Os espécimes foram divididos em quatro grupos de quarenta cavidades cada: a) grupo 1 (controle), restaurados com resina composta Herculite XR (Kerr/Sybron) sem nenhum adesivo; b) grupo 2: restauradas com herculite e sistema adesivo XR Primer (Kerr/Sybron) e XR Bond (Kerr/Sybron); c) grupo 3: restauradas com cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável XR Ionomer (Kerr/Sybron), sistema adesivo RX Primer e XR Bond e RC Herculite XR, na técnica sanduíche; d) grupo 4: restauradas com o CIV Fuji Ionomer tipo II (GC Dental). O esmalte dos espécimes dos grupos 1, 2 e 3 foi condicionado com ácido fosfórico a 37% por 30s. Metade dos espécimes de cada grupo foi submetida a termociclagem (1500 ciclos: 5° ± 2°C e 55 ± 2°C). Todos os dentes foram colocados em solução de

fucsina básica a 0,5% por 24h. Após a análise da microinfiltração marginal, o autor relatou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos termociclado e não termociclado, que a técnica do condicionamento ácido foi efetiva para reduzir a microinfiltração ao longo da interface restauração/esmalte, porém, nenhuma técnica foi efetiva no selamento da margem gengival. O uso da técnica de sanduíche ou apenas o uso do cimento de ionômero de vidro, de modo geral, promoveu um selamento mais efetivo nas restaurações cervicais quando comparado com as restaurações em RC e não houve diferença estatisticamente significativa entre as restaurações com CIV e a técnica do sanduíche.

Yu et al.¹³⁶, em 1993, fizeram uma revisão da literatura sobre os achados clínicos e laboratoriais relacionados à adesão à dentina. Analisaram os tipos de tratamento da *smear layer*, agentes responsáveis por estas ações na superfície dentinária e características dos agentes adesivos. Segundo os autores, pesquisas quanto à microinfiltração e resistência adesiva representam os principais parâmetros na avaliação dos sistemas adesivos. Os autores concluíram que a remoção da *smear layer* apresenta maiores valores de resistência adesiva e diminuição da microinfiltração, o tipo de polimerização (química ou foto) e a viscosidade dos adesivos são fatores que influenciam na adesão e vedamento marginal.

Mason & Ferrari⁵⁸, em 1994, avaliaram a microinfiltração em trinta dentes, sendo dez extraídos e vinte em pacientes que apresentavam quadro clínico (ortodontia / periodontia) que indicavam fatores para sua extração. Foram preparadas cavidades de classe V nesses elementos, com margens cervicais em cimento / dentina e margens coronárias em esmalte. Foi utilizado ácido fosfórico a 37%, por 30s, em seguida lavados e secos. Os preparos foram limpos com

Tubulicid por 30s e secos com ar. Em seguida foi aplicado Vitrebond (3M Dental Products) como base de cavidade. As restaurações foram concluídas com RC de micropartículas Silux Plus (3M Dental Products), aplicadas em camadas incrementais e fotopolimerizadas. Os dentes restaurados foram extraídos após três a seis meses. Os outros dez dentes já extraídos foram preparados e restaurados com o mesmo procedimento dos demais dentes restaurados *in vivo*. Após concluída a fase de preparos, todos os dentes foram analisados *in vitro*, através da microinfiltração marginal. Os dentes restaurados *in vivo* não apresentaram sinais de infiltração entre a dentina e a base de CIV. O corante penetrou entre a base de CIV e a RC *in vivo*. O corante penetrou entre a dentina e a base de CIV em todas as restaurações *in vitro*. Ao MEV, as restaurações *in vivo* não apresentaram nenhuma fissura entre o CIV e a dentina, enquanto que nas amostras *in vitro* elas estiveram presentes. O CIV foi capaz de aderir à dentina quando usado como base *in vivo*, porém quando usado *in vitro* não aderiu à dentina. Este fenômeno poderia ser atribuído à presença do fluido tubular na dentina vitalizada, capaz de reduzir a desidratação do CIV durante o período de presa.

Cho et al.²⁶, em 1995, propuseram determinar se os CIV-RM são menos sensíveis à umidade do que os CIV convencionais, investigar os efeitos do uso de proteção e estudar os efeitos de diferentes meios na presa dos materiais. Os CIV-RM investigados foram Fuji II LC (Fuj) (GC); Geristore (Gir) (Dent Mat.); Variglass (Var) (Caulk/Dentisply); e Vitrebond (Vit) (3M Dental). Um CIV convencional Ketac-Bond Aplicap (Ket) (Espe), também foi utilizado. Espécimes discóides de CIV-RM e CIV convencional foram estocados em diferentes meios e protegidos com diferentes camadas de proteção. Após confeccionados, os espécimes foram tratados de três maneiras: sem proteção, proteção com vaselina e selante de sulcos fotopolimerizável sem carga. Os espécimes protegidos foram transferidos para três meios de estocagem: água destilada; 100%

umidade; e menos 0,01% de umidade. Os autores concluíram que os CIV-RM são menos sensíveis à umidade do que os CIV convencionais de controle. Ambientes mais secos produziram espécimes CIV-RM mais fortes. Uso de selante de superfície como proteção, aumentou a resistência de todos os espécimes e os CIV-RM apresentaram resistências significativamente diferentes.

Em 1996, Andrade et al.⁵ avaliaram *in vitro* a microinfiltração marginal em cavidades de Classe V, restauradas com dois cimentos ionoméricos fotoativados (Variglass – M₂, Vitremer – M₃) e um cimento de ativação química (Vidrion R – M₁). Foram confeccionadas sessenta cavidades nas faces vestibular e lingual de trinta terceiros molares recém-extraídos e foram restaurados com os respectivos materiais, conforme instruções dos fabricantes. Após a análise estatística verificou-se que na parede oclusal os materiais apresentaram diferentes níveis de infiltração, sendo que M₂ apresentou menor grau de infiltração, seguido de M₃ e M₁, sendo que na parede cervical os materiais apresentaram comportamento semelhante com alto índice de infiltração marginal. Concluíram que a microinfiltração marginal ocorreu em maior grau na parede cervical, quando comparada com a parede oclusal.

Em 1996, Ferrari & Davidson³² avaliaram o selamento marginal em restaurações de classe V, *in vitro*, em vinte dentes comprometidos periodontalmente e com extração indicada. As cavidades foram realizadas na face vestibular com margem gengival na JCE. Os materiais utilizados foram o sistema adesivo Scotchbond Multi Purpose (3M Dental Products), o compósito Z100 (3M Dental Products) e o CIV-RM Fuji II LC (GC International). Após setenta e cinco a noventa dias, os dentes foram extraídos, imersos em solução de azul de metileno a 2% por 24h e estocados em solução de cloramina a 1% por sete dias, em seguida foram seccionados e analisados em estereomicroscópio. Não houve

diferenças estatisticamente significantes quanto ao grau de microinfiltração entre os materiais restauradores empregados, não havendo diferença quanto às margens oclusal e cervical. Nenhum dos materiais restauradores empregados foi capaz de prevenir a microinfiltração marginal.

May Júnior et al.⁶¹, em 1996, verificaram se o efeito de um selante resinoso de baixa viscosidade interfere na microinfiltração de restaurações de classe V. Foram realizados preparos de classe V retangulares, na JCE nas superfícies vestibulares e linguais em cinquenta dentes humanos extraídos. Foram utilizados cinco materiais adesivos: condicionador dentinário e Fuji LC (GC América), Pro-Bond Primer e Variglass (Caulk/Dentsply); Optibond e Herculite XRV (Kerr); Scotchbond Multipurpose e Silux Plus (3M Dental Products) e, Scotchbond Multipurpose e Z.100 (3M Dental Products), todos aplicados de acordo com as recomendações do fabricante. Para o selamento, foi selecionada uma restauração de cada grupo, aleatoriamente, onde aplicou-se o ácido fosfórico 35% ao redor da restauração e aplicou-se a resina sem carga Fortify (Bisco), de acordo com as recomendações do fabricante; após uma semana, os dentes receberam ciclagem térmica (500 ciclos: 5-55°C) e foram imersos em solução de nitrato de prata 50% por 2h. Em seguida foi realizada análise em microscópio com aumento de 15 vezes. Observou-se que os sistemas restauradores empregados tiveram pouca infiltração nas margens de esmalte, com ou sem a utilização do selante. Com exceção do Variglass, todos os outros sistemas tiveram pouca infiltração na margem gengival com ou sem a aplicação do selante. A aplicação do selante resinoso diminuiu significativamente a infiltração na interface do Variglass e a dentina ou cimento, mas não teve efeito significativo sobre os outros sistemas restauradores.

Uno et al.¹¹⁹, em 1996, compararam os efeitos de estocagem em água a longo prazo nas características mecânicas de quatro CIV-RM: Photac-Fil (Espe), Fuji II LC (GC Dental); Vitremer (3M Dental Products) e Dyract (De Trey Dentsply) com aqueles de um CIV convencional, Keta-Fil (Espe) e uma RC, Pekafill (Bayer AG). Foram preparados cilindros com 6mm de diâmetro e 3mm de altura e estocados em água deionizada por 1h, 24h, uma semana, um mês, três meses e seis meses, para determinar a resistência à tensão diametral. A resistência à tensão diametral foi mais baixa para o CIV convencional e mais alto para o compósito, os CIV-RM foram intermediários entre os dois materiais. A estocagem em água reduziu a resistência a tensão entre 24h e uma semana ou um mês e permaneceram estáveis até o final em seis meses. Os materiais apresentaram uma tendência a um pequeno aumento na profundidade de deformação sob a carga e depois da remoção da carga com o aumento do tempo de estocagem. Essas propriedades mecânicas indicam uma posição intermediária dos CIV-RM, entre o CIV convencional e a RC; e o tempo de estocagem por seis meses não tem efeito significativo sobre as propriedades mecânicas desses materiais.

Abdalla & Alhadainy¹, em 1997, realizaram uma avaliação clínica após um e dois anos com os critérios de Saúde Pública dos E.U.A., em restaurações de ionômero híbrido em lesões de abrasão classe V. Foram restauradas oitenta cavidades com um dos três sistemas de CIV-RM (Fuji II LC, GC; Photac-Fil, ESPE; e Vitremer, 3M Dental) ou por um compósito modificado por poliácido (Dyract, Dentsply). Todos os grupos de restaurações mostraram discrepâncias marginais que não foram estatisticamente significativas.

Alani & Toh⁴, em 1997, fizeram uma revisão das técnicas que existem para avaliar a microinfiltração, tanto *in vitro* como *in vivo*.

Estudos *in vitro* incluem o uso de corantes, traçadores químicos, isótopos radiativos, pressão de ar, bactérias na interface, MEV, técnicas de cáries artificiais e condutibilidade elétrica. Relataram que a termociclagem é um processo *in vitro* de submeter a restauração e dente a extremos de temperatura, que se aproximam àqueles encontrados na cavidade oral. As temperaturas usadas para termociclagem variaram desde 0°C a 68°C. Quando os dentes restaurados com RC foram termociclados imediatamente, foi observada uma penetração mais alta do corante, quando comparado com aqueles que foram armazenados em água antes da termociclagem. Esse achado foi atribuído ao potencial de absorção de água das RC. Assim, foi recomendado que os testes de microinfiltração sobre as RC sejam feitos somente após 24h de armazenamento da amostra para permitir a absorção de água.

Em 1997, Andrade et al.⁶ avaliaram a microinfiltração marginal em cavidades de classe V confeccionadas na superfície vestibular de terceiros molares humanos extraídos, restaurados com CIV-Vidrión (SSWhite); CIV-RM-Vitremer (3M Dental Products); associação de CIV-RM-Vitremer (3M Dental Products) com RC-Z100 (3M Dental Products); e RC (3M Dental Products). Os resultados mostraram um melhor desempenho de CIV-RM-Vitremer, sendo que nenhum dos materiais avaliados foi capaz de prevenir completamente a ocorrência de microinfiltração na parede gengival. Para todos os materiais testados, a microinfiltração marginal gengival ocorreu em maior grau que a oclusal.

Araújo et al.¹¹, em 1997, realizaram o estudo da infiltração marginal e impregnação de corante em dois CIV-RM, utilizando as técnicas restauradoras incremental e não incremental. Foram realizadas 40 cavidades de classe V na JCE em dentes posteriores extraídos, e estes foram subdivididos em quatro grupos: a) técnica incremental em três camadas (Vitremer – 3M do Brasil); b) técnica não incremental (Vitremer –

3M do Brasil); c) técnica incremental (Variglass – Caulk/Dentisply); d) técnica não incremental (Variglass – Caulk/Dentisply). Após termociclados e corados, cada dente foi seccionado em duas partes no sentido ocluso-gengival, onde ocorreram quatro leituras para cada elemento de prova, e considerando-se a de maior grau. Os parâmetros delimitados para o procedimento foram escores de 0 a 5, e grau de infiltração de 0 a 2 quanto impregnação. Aplicando análise estatística de Kruskal-Wallis, verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre a infiltração dos dois CIV avaliados e entre as técnicas empregadas

Prati et al.⁹³, em 1997, utilizaram diferentes tipos de RC e CIV com a finalidade de verificar a qualidade marginal em esmalte e dentina de restaurações classe V nas superfícies vestibular e lingual, ao nível da JCE de terceiros molares humanos extraídos. Avaliaram através do MEV e dos diferentes graus de infiltração na interface dente/restauração. Os materiais utilizados foram: All-Bond2 / Bis-Fill Molar (Bisco), Clearfil Liner Bond 2 / Ray Posterior (Kuraray, Fuji (GC Light Curing (GC-Dental), Opti Bond FL / Herculite RV (Kerr), Scotchbond Multi Purpose Plus / Silux Plux / Vitremer / Z100 (3M Dental Products). Após o polimento, foi feita uma moldagem de cada restauração com silicona de adição para se obter uma réplica em resina epóxica. Cada réplica foi avaliada no MEV para observar a morfologia ao longo das margens na junção dentina cervical e esmalte incisal. Depois os dentes foram armazenados numa solução de corante eritrosina B por 24h. Primeiro foi feita uma avaliação ao longo das margens da restauração para observar a infiltração circunsferencial. Em seguida avaliou-se a infiltração ao longo da interface das paredes cavitárias em dentina e esmalte. Os autores observaram, através do MEV, que as margens em esmalte foram caracterizadas por fratura de prismas ao redor das restaurações, com esmalte estilhaçado. Isto foi observado em 30% dos espécimes. As margens em dentina mostraram fendas ao longo da interface com o

agente adesivo e fraturas na interface agente adesivo/RC. As restaurações em CIV mostraram resultados similares, porém com menor quantidade de fraturas nas interfaces de esmalte e dentina.

Gladys et al.³⁶, em 1998, realizaram uma preservação clínica por 18 meses em 187 restaurações cervicais classe V, realizadas com CIV convencional HIFI Master Palette (Shofu); e 3 sistemas de CIV-RM (Fuji II LC Capsules (GC Corp); Vitremer (3M Dental Products); 3M experimental I55 (3M Dental Products); e um sistema de compósito modificado por poliácido (Dyract (Detray/Dentsply), visando avaliar a efetividade clínica desses materiais. Examinaram também a interface de dentina e dois sistemas de CIV-RM, e de dentina e compósito modificado por poliácido, através do MEV. Os autores concluíram que todos os materiais testados apresentaram boa retenção e as discrepâncias marginais estiveram localizados no esmalte e/ou margem cervical em dentina, exceto para o compósito de resina modificado por poliácido que apresentou a maior parte dos defeitos na margem em esmalte incisal. Nenhum dos sistemas pode garantir as margens livres de microinfiltração por um período longo de tempo. *In vitro*, examinadas através do MEV, revelaram que o tipo de pré-tratamento da dentina determinou a morfologia da interface da dentina e o material restaurador.

Retief et al.⁹⁷, em 1998, concluíram que os estudos de laboratório são realizados para simular a atuação dos sistemas restauradores em situações clínicas. Porém não existe uma correlação clara, nos estudos de microinfiltração, entre os estudos *in vitro* e *in vivo*. Afirmaram que existe uma enorme variação nos testes metodológicos empregados e se uma restauração apresenta infiltração *in vitro*, é provável que o sistema vá apresentar infiltração *in vivo*.

Teixeira¹¹⁴, em 1998, avaliou os efeitos do pré-tratamento dentinário na resistência adesiva de um CIV-RM, frente ao teste de cisalhamento, em quarenta incisivos bovinos. As superfícies dentárias foram desgastadas até à exposição da dentina numa área superior a 6 mm de diâmetro. Os espécimes foram divididos em quatro grupos: I – Controle, com aplicação do primer previamente à inserção do CIV, de acordo com as instruções do fabricante, e os demais receberam os seguintes tratamentos antes da aplicação do *primer* e cimento: II – ácido poliacrílico a 11,5% por 20s; III – ácido maléico a 10% por 15s; IV – laser de Nd:YLF (10 pulsos com energia de 250mJ/pulso e frequência de 0,3Hz). Os CP foram mantidos em água destilada a 37°C por 24h até serem submetidos aos testes de cisalhamento. Concluiu-se que os pré-tratamentos empregados propiciam efeitos diferentes e estatisticamente significantes sobre a resistência aos esforços de cisalhamento; os grupos I e III propiciaram iguais resistências médias aos esforços de cisalhamento e superiores à dos grupos II e IV; o uso apenas do primer mostrou um dos maiores valores de resistência aos esforços de cisalhamento, sendo portanto o pré-tratamento de escolha para o Vitremer.

Yap et al.¹³³, em 1998, analisaram a influência do acabamento em restaurações de resina com término em esmalte ou dentina na capacidade de selamento marginal, utilizando quatro sistemas adesivos. Foram realizadas 96 cavidades de classe V, na superfície vestibular em molares humanos, com término em esmalte ou dentina. Foram divididos em quatro grupos de 24 dentes cada: Scotchbond Multi-Purpose (3M Dental Products), Fuji Bond LC (GC Corp), Prime & Bond 2,0 (Caulk-Dentisply) e BiscoOne Step (Bisco Dental Products). As restaurações foram realizadas com a resina Silux Plus (3M Dental Products). Os materiais adesivos e as restaurações foram realizados de acordo com as instruções do fabricante. Foram realizados os

procedimentos de acabamento e polimento logo após o término das restaurações no subgrupo I, e após uma semana no subgrupo II. Foi realizada a termociclagem (500 ciclos: 5°C – 65°C, 2s em cada ciclo, finalizando 10s a 34°C); após preparados, os dentes foram colocados em uma solução de fucsina básica 0,5% por 24h. Os autores concluíram neste estudo que, para estes sistemas adesivos, deve-se dar o acabamento logo após a polimerização da resina.

Youngson et al.¹³⁴, em 1998, avaliaram *in vitro* a capacidade de diferentes corantes de penetrar nos túbulos dentinários. Os corantes utilizados foram eosina a 5%, azul de metileno a 2%, nitrato de prata a 50% e corante da Índia. Os autores utilizaram 42 pré-molares com preparos cavitários de classe V, nas faces vestibular e lingual desses dentes. Após realizados os preparos, utilizou-se uma broca em baixa rotação para refinamento dos preparos. Os dentes foram divididos em 14 grupos, nos quais variavam-se os corantes, o pH e os cortes com ou sem resfriamento. Todos os dentes ficaram imersos nas soluções por 1h a 20°C. A exceção foi o nitrato de prata, que teve como protocolo sua imersão em local escuro e, após a sua remoção e lavagem, a imersão dos dentes em solução reveladora sob luz fluorescente por três horas para fixação dos íons de prata. Os resultados demonstraram que o tipo de traçador utilizado, seu pH ou tipo de corte, não tiveram efeito significativo na penetração dentinária.

Em 1999, Loguércio et al.⁵⁵, em uma pesquisa clínica avaliaram, durante três anos, um ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer-3M Dental Products) e uma resina poliácido modificada (Dyract-Dentsply), onde abordaram adaptação marginal e descoloração do cavo superficial em trinta e duas lesões cervicais restauradas em doze pacientes. As restaurações foram avaliadas inicialmente por dois examinadores, sendo repetidas após dois e três anos, onde foram

avaliadas vinte e quatro e vinte seis restaurações respectivamente. Os autores concluíram que, com relação à adaptação marginal e manchamento do cavo superficial, houve diferença entre os materiais testados após três anos em restaurações de classe V, sendo o Vitremer o melhor material.

Lang & Achutti⁴⁹, em 2000, realizaram uma revisão bibliográfica sobre as propriedades químicas, físicas e biológicas do CIV. Observaram que os CIV apresentam qualidades que os classificam como bom material de eleição dentro da odontologia restauradora, entre elas: adesão química à estrutura dentária, biocompatibilidade, liberação de flúor e o coeficiente de expansão térmica linear próximo dos tecidos dentários. Entretanto, também apresentam propriedades que limitam sua indicação: estética limitada e baixa resistência à tração e compressão.

Lima et al.⁵², em 2002, avaliaram o selamento de restaurações de CIV – RM utilizando como pré-tratamento da dentina o ácido poliacrílico, ácido tânico e o laser de Nd:YAG. Estes pesquisadores realizaram 40 preparos cavitários de classe V na face vestibular de terceiros molares humanos hígidos. Estes dentes foram divididos em quatro grupos de acordo com o pré-tratamento da dentina. G1: sem tratamento prévio da dentina ; G2: tratamento prévio da dentina com ácido poliacrílico a 11,5% por 60 s.; G3: tratamento prévio da dentina utilizando ácido tânico a 25% por 30 s. e G4: tratamento prévio da dentina utilizando o laser Nd:YAG nos seguintes parâmetros: 160mJ/p, 10 Hz, 1,6 W, 5s de aplicação. Após o tratamento, todas as cavidades foram restauradas com CIV-RM. Os autores concluíram que os diferentes tratamentos da dentina não influenciaram significativamente os resultados do selamento marginal de restauração com CIV-RM.

2.2 Laser

Em 1917, Einstein estudou as interações de luz e matéria. Constatou em sua teoria que a incidência de luz na matéria poderia causar uma emissão adicional de luz, chamada de emissão estimulada. Fundamentavam-se, então, as bases teóricas para o desenvolvimento do laser.

Laser significa a amplificação da luz por emissão estimulada de radiação e é um processo pelo qual uma forma de energia é convertida em energia luminosa.

Maiman⁵⁶, em 1960, desenvolveu o primeiro sistema LASER utilizando um cristal de rubi para a obtenção da emissão estimulada de uma luz visível.

A utilização do laser na odontologia tem sido estudada desde 1964; Stern & Sognnaes¹⁰⁹ utilizaram o laser de rubi para remoção de cárie em esmalte e dentina, e observaram danos térmicos produzidos, que até há pouco tempo, inviabilizavam sua utilização. Em seguida, vários tipos de lasers foram surgindo, como CO₂, Argônio, Neodímio, Hólmio, Érbio, Hélio-Neônio, entre outros, com comprimentos de onda, intensidades e frequências variadas, podendo ser utilizados nas diversas áreas da Odontologia (MERCER⁶⁷⁻⁸ 1996 e ZECELL¹³⁸, 2000).

O laser de Neodímio começou a se firmar, como forma de tratamento dos tecidos duros do dente, ao se constatar em menores danos pulparem que os gerados pelo laser de rubi dentro dos parâmetros utilizados.

Sognnaes & Stern¹⁰⁸, em 1965, irradiaram com um laser de rubi (energia de 12J e largura de pulso de 500µs) algumas espécimes de esmalte e prepararam-nas para desmineralização com o objetivo de

examinar a resistência relativa da superfície de esmalte irradiada, comparando-as com o controle no mesmo espécime dental. As superfícies irradiadas apresentaram pouca ou nenhuma desmineralização em comparação com as superfícies não irradiadas. Não havia sido determinado se esse efeito era puramente físico, deixando o esmalte mais amorfo ou causando fusão dos caminhos microestruturais, ou se este processo era decorrente de certas reações químicas no esmalte causadas indiretamente pela irradiação laser, necessitando de maiores estudos e análises químicas.

Yamamoto & Ooya¹³⁰, em 1974, descreveram os primeiros efeitos do laser pulsado de Nd:YAG com densidade de $(10\text{J}/\text{cm}^2)$ nas superfícies de esmalte, tornando-as mais resistentes à descalcificação do que as não irradiadas (controle). Não houve alteração de superfície após exposição ao ácido, após três e sete dias.

Adrian & Washington³, em 1977, observaram os efeitos do laser Nd:YAG sobre a polpa comparados com os do laser de rubi. Utilizaram dentes de macacos *Rhesus* que, após anestesia, tiveram uma região de 2mm acima da margem gengival exposta ao laser ($6,77\text{J}/\text{cm}^2$ e pulso de 7ms). Os dentes foram extraídos após dois dias e as polpas analisadas ao microscópio óptico. Os autores concluíram que o nível de resposta grau zero observado com o laser de Neodímio o colocava como promissor no tratamento dos tecidos duros do dente. A resposta pulpar ao laser rubi foi freqüentemente caracterizada por severa hemorragia na câmara pulpar e necrose dos odontoblastos.

Yamamoto & Sato¹³¹, em 1980, utilizaram um laser de Nd:YAG "Q-Switched" com potência média de 10W, freqüência de 1kHz, e tempo de irradiação variando de 0,6 a 1,0s, na prevenção à cárie dental. O grupo controle não sofreu a irradiação do laser e as amostras foram

submetidas a uma solução desmineralizadora, e avaliadas em microscópio de luz polarizada, mostrando que a superfície irradiada pelo laser diminuiu a formação de lesões cariosas.

Yamamoto & Sato¹³², em 1980, compararam três diferentes formas de emissão do laser de Nd:YAG. No primeiro grupo, utilizou-se um laser de Nd:YAG "Pockels cell Q-switched" com 20 J/cm² de densidade de energia, pulso com 30ns de duração e frequência de 10Hz. Após a irradiação do laser, os espécimes foram divididos em dois subgrupos: o primeiro foi submetido a uma solução desmineralizadora e o outro serviu como controle. No segundo grupo, utilizou-se de um laser de Nd:YAG pulsado normal, que estava regulado para emitir uma densidade de energia de 3,4J/cm²/pulso, frequência de 20Hz, durante 3min, e ponta com 2,5mm de diâmetro. Estas amostras foram divididas em três subgrupos: um tratado com diamino fluoreto de prata, outro exposto somente à irradiação do laser e o terceiro subgrupo, tratado pela combinação do diamino fluoreto de prata e o laser. No terceiro grupo, utilizou-se um laser de Nd:YAG "Acousto-optically Q-switched", com potência média de 10W, tempos de irradiação de 0,4; 0,8 e 1,2s, com frequência de 1Hz, pulso com duração de 100 ns e ponta com 3,5mm de diâmetro. Todas as amostras foram expostas a uma solução desmineralizadora. Comparando-se os resultados obtidos quanto a efetividade na prevenção à cárie dental, os autores concluíram que o aparelho de Nd:YAG "Acousto-optically Q-switched" foi o que se mostrou mais efetivo para aplicação clínica.

Em 1985, Myers & Myers⁷⁸ estudaram o efeito do laser de Nd:YAG nas fissuras de esmalte em dentes humanos. Foi utilizada energia de pulso de 3,4mJ; duração de pulso de 30pps e repetição de 1pps. Os autores observaram através do MEV, que este laser removeu as lesões de cárie incipiente nas regiões de fóssulas e fissuras. Os autores

concluíram que a energia utilizada não removia esmalte sadio e poderia ser utilizado como selante de fósulas e fissuras.

Em 1988, Cooper et al.²⁷, utilizaram a irradiação laser de CO₂ como um meio de alterar a natureza química e estrutural da superfície dentinária, e seu efeito na resistência adesiva ao cisalhamento dos sistemas adesivos. Os autores observaram que a irradiação laser como pré-tratamento dentinário produziu modificações morfológicas na dentina, com formação de projeções fungiformes que obliteraram os túbulos. A resistência adesiva aumentou cerca de 300% em relação à dentina não tratada com o laser. Concluíram, os autores, que esse aumento na resistência adesiva deveu-se a fatores mecânicos entre o compósito e as irregularidades superficiais da dentina, porém, seriam necessários mais estudos.

Myers & McDaniel⁷⁷, em 1991, fizeram uma revisão das aplicações clínicas do laser Nd:YAG bem como as vantagens deste tratamento sobre os métodos convencionais, como possibilidade de realizar muitos procedimentos sem precisar de anestesia. Descreveram que o laser Nd:YAG tem aplicações em tecido mole incluindo gengivectomias, gengivoplastias, biópsias, procedimentos de incisão e drenagem, frenectomias, aftas, e em tecidos duros incluindo vaporização de cárie, condicionamento do esmalte e dentina, dessensibilização dentinária. Relataram ainda que a dentina que recebe a aplicação do laser é mais dura e tem um aumento na composição mineral e redução da composição orgânica, clinicamente traduzindo num aumento de adesão à dentina que recebeu a aplicação do laser. Concluíram que existem vários benefícios do laser na odontologia, e que mais estudos precisam ser realizados para melhor definir os potenciais de aplicações.

Em 1992, Pashley et al.⁸⁶ avaliaram o efeito do laser de CO₂, em um estudo *in vitro*, na estrutura e na permeabilidade da *Smear layer*. Utilizaram três diferentes densidades de energia: 11,113 e 566J/cm². Foram preparadas fatias de dentina de 0,3 a 0,6mm de espessura. A exposição com a menor energia laser aumentou a permeabilidade dentinária devido à perda parcial da *smear layer* superficial e *smear plugs*. O nível de energia intermediária também aumentou a permeabilidade dentinária pela formação de crateras tornando a dentina mais delgada. A maior energia laser produziu uma vitrificação completa da superfície das crateras, com selamento dos túbulos dentinários. Os autores salientaram que o uso combinado de MEV, e mensurações de permeabilidade fornecem importantes informações complementares à avaliação dos efeitos do laser na dentina.

Em 1993, Wigdor et al.¹²⁶ avaliaram os efeitos do laser nos tecidos dentários. Utilizaram dentes humanos recém - extraídos para analisar, *in vitro*, as mudanças morfológicas causadas na dentina e dentes de cães, *in vivo*, para observar as mudanças histológicas da polpa, frente à aplicação dos lasers com os seguintes protocolos: CO₂ com 4W de potência, Nd:YAG com 12,5W de potência e Er:YAG com 1.5W de potência. Os autores compararam as mudanças induzidas nos tecidos dentinário e pulpar, com as produzidas por instrumentos rotatórios em baixa velocidade (10.000rpm), para remoção do tecido dentário (grupo controle). A energia, potência, frequência e tempo de aplicação, variaram para cada tipo de laser empregado. Ao exame histológico, houve clara evidência de um efeito térmico na dentina causada pelo calor dos lasers de CO₂ e Nd:YAG. Os autores concluíram que nessas condições experimentais o laser de Er:YAG foi o que causou menor agressão à polpa com resultados similares aos dos instrumentos rotatórios, sugerindo este laser como um possível substituto das brocas no corte dos tecidos duros.

Em 1993, Kutsch⁴⁸ fez uma comparação entre o comprimento de onda do laser CO₂, Nd:YAG e Argônio. O autor relata que o laser de Nd:YAG tem comprimento de onda de 1,064mm; não é absorvido pela água, porém o é, parcialmente, pela hemoglobina e melanina. A profundidade de coagulação de 150µm nos tecidos orais moles é conseguida com 3 a 5W do laser pulsado Nd:YAG. O laser de Nd:YAG é absorvido pelo amálgama, titânio e metal não precioso, tendo que ser cuidadosa a sua utilização na presença desses materiais. Este laser é utilizado na remoção de tecidos moles, hemostasia e coagulação, e poderá ser utilizado para a modificação de tecidos duros, analgesia e dessensibilização, remoção de cárie incipiente e extirpação de polpa. O autor concluiu que os dentistas devem determinar o que vão realizar e selecionar o comprimento de onda que melhor se ajuste ao procedimento pretendido.

White et al.¹²⁵, em 1993, realizaram uma avaliação clínica de três anos da vitalidade pulpar e das restaurações de dentes preparados com o emprego do laser Nd:YAG (100mJ/pulso, 10Hz). Todos os dentes tratados permaneceram com vitalidade e assintomáticos, com restaurações clinicamente aceitáveis.

Arcodia & Cozean¹³, em 1994, verificaram a alteração de temperatura na polpa utilizando lasers de diferentes comprimentos de onda. Foram colocados termopares dentro de túneis, realizados em molares humanos extraídos, ao nível do limite amelo-dentinário e ligados a um sistema de coleta de dados. Foram utilizados quatro tipos de lasers e um tipo convencional de preparo: a) CO₂; b) Nd:YAG; c) Ho:YAG; d) Er:YAG; e) turbina de alta rotação. O laser de Er:YAG foi equivalente à alta-rotação com resfriamento e induziu menor elevação da temperatura, e foram considerados satisfatórios e dentro dos parâmetros utilizados.

Em 1994, Bahar & Tagomori¹⁵ avaliaram os efeitos da irradiação laser de Nd:YAG pulsado sobre a resistência ácida do esmalte na região de fóssulas e fissuras de dentes permanentes, com pulso de 0,3ms; energia por pulso de 0,75J; taxa de repetição de 20pps e tempo de irradiação de 0,5s (10 pulsos); toda a superfície irradiada foi pintada com tinta nanquim. As amostras foram colocadas em 2ml de solução lactato tampão 0,1M; pH 4,5 durante 15min a 37°C. Concluíram que a aplicação do laser promoveu ao esmalte um aumento de 30% na resistência ácida, comparada ao grupo controle. Os resultados sugeriram que a irradiação de Nd:YAG pode ser efetiva no aumento da resistência ácida do esmalte de fóssulas e fissuras, ao mesmo tempo em que remove os "debris" e aumenta a absorção de flúor.

Bassi et al.¹⁶, em 1994, realizaram um estudo com a aplicação do laser de Nd:YAG, para remoção de cárie, a indução de analgesia e para remoção de tecidos moles, ajustando a energia para cada procedimento. Para a analgesia foram utilizados 1,5W. A ponta da fibra óptica do laser foi colocada perpendicularmente e em contato com a superfície coronária do dente, para remoção de uma lesão classe V subgengival. Imediatamente após a analgesia, a energia foi reduzida para 1,0W e a lesão de cárie foi removida com aplicação do laser, com a ponta de fibra óptica em contato com a lesão. Para a gengivectomia foi usada a energia de 2,0 – 2,5W e a ponta da fibra óptica foi colocada em contato com o tecido. Os autores concluíram que o laser Nd:YAG com diferentes energias pode ser usado para induzir analgesia, remover cáries e realizar gengivectomia, porém o tempo gasto para analgesia e remoção de cárie é maior do que no método convencional.

Em 1994, White et al.¹²⁴ estudaram a variação da temperatura intrapulpar durante a exposição da dentina à irradiação do

laser de Nd:YAG pulsado. Utilizaram dentes humanos extraídos que tiveram o conduto radicular preparado para adaptação de um termômetro. A potência variou de 0,3 a 3,0W com frequências de 10 a 20Hz. Os autores concluíram que o uso do laser Nd:YAG com tempo, potência e frequência adaptados à espessura da dentina não causaria danos irreversíveis à polpa.

Eduardo et al.³¹, em 1995, estudaram o efeito do laser de Nd:YAG na superfície do esmalte comparado com o condicionamento ácido. Foram utilizados vinte dentes humanos recém - extraídos. O laser de Nd:YAG da American Dental Technology, com uma fibra óptica de 0,32mm de diâmetro foi utilizado com um tempo de aplicação de 60s para o grupo A, com as seguintes variações: G1: a) 1W, 67mJ, 15Hz, 150µs, 83,3J/cm²; b) 2W, 133mJ, 15Hz, 150µs, 165,4J/cm²; c) 3W, 150mJ, 20Hz, 150µs, 186,5J/cm²; G2: foi utilizado o condicionamento com ácido fosfórico a 32% por 60s. Os autores observaram através do MEV uma diferença na morfologia da superfície do esmalte entre a irradiação com laser e aplicação do ácido. Na irradiação a laser, o esmalte apresentou-se como uma estrutura fundida com pouca diferença entre os três grupos irradiados, porém, com melhores resultados para o grupo G1: B, e com o condicionamento ácido os prismas de esmalte apresentavam-se limpos.

Em 1995, Cernavin²³, estudou através de MEV, os efeitos da irradiação dos lasers de Nd:YAG e Ho:YAG sobre a dentina e esmalte de dentes humanos recém-extraídos. A aplicação do laser Nd:YAG (500J/cm²; 1.5W. 10Hz e 70µs) produziu uma perfuração na dentina com mais tecido fundido e recristalizado ao redor em relação ao laser Ho:YAG. Foi possível cortar tanto o esmalte quanto a dentina com os dois lasers, sendo que o Ho:YAG foi mais bem controlado. O autor relatou a necessidade de mais estudos variando as potências e frequência dos dois lasers utilizados nesta pesquisa.

Myaki et al.⁷⁶, em 1995, empregando a microscopia eletrônica de varredura, estudaram o esmalte de dentes pré molares superiores humanos irradiados com laser de Nd:YAG. Os dentes foram divididos em três grupos, sendo que dois deles foram irradiados com um laser Nd:YAG pulsado com potência média de 2,0W, frequência de 20Hz, 100mJ de energia por pulso e densidade de energia de 124,3J/cm², durante 3min e um terceiro não irradiado, que serviu como controle. Observaram que a superfície irradiada dos sulcos e fissuras apresentou-se rugosa, com numerosas formações decorrentes da fusão e posterior recristalização do esmalte fundido, e que as estruturas superficiais apresentaram formas circulares ou alongadas, com pequenas crateras e grânulos de diferentes tamanhos, observados em aspectos tridimensionais. Notaram também a presença de pequenas áreas vitrificadas lisas, entremeadas por formas e estruturas irregulares de esmalte fundido.

Kinney et al.⁴⁷, em 1996, estudaram a capacidade dos lasers de Nd:YAG e Ho:YAG de produzirem mudanças morfológicas na dentina, e avaliaram a capacidade da superfície tratada com estes lasers em resistir à desmineralização por um ácido-gel. Foram utilizados dentes humanos recém-extraídos nos quais o esmalte foi retirado e a dentina foi polida e limpa. O laser de Nd:YAG foi utilizado com a fibra óptica em contato com a superfície dentinária com uma energia de 167mJ/pulso (207J/cm²) 10Hz, com duração do pulso de 120μs. Para o laser de Ho:YAG foi utilizada a energia de 67mJ/pulso (83J/cm²), 15Hz, com duração do pulso de 250μs. O Nd:YAG produziu uma significativa recristalização da apatita, mostrando resistência à desmineralização, porém, não promoveu proteção à dentina subjacente devido às rachaduras causadas. O laser de Ho:YAG não mostrou recristalização significativa mas somente uma fina camada resistente à

desmineralização. Os autores concluíram que novos parâmetros e outros tipos de lasers possam ser utilizados com esta finalidade.

Gonzáles et al.⁴⁰, em 1996, fizeram uma revisão da literatura sobre a aplicação dos lasers CO₂, Nd:YAG e Argônio, na odontologia restauradora e preventiva. Os autores relataram que existe um grande número de variáveis que envolvem a utilização dos lasers, tais como: espessura da dentina, comprimento de onda e absorção do laser, os pulsos e a média de energia, profundidade e repetições do pulso, diâmetro dos feixes e tempo de exposição. Relataram que existem dificuldades em encontrar as combinações adequadas para cada técnica e em comparar os estudos com laser. Concluíram que um sistema a laser capaz de procedimentos nos tecidos duros dentais efetivos, sem causar dano à polpa, ainda não existe.

Thomas et al.¹¹⁷, em 1996, determinaram a efetividade do laser de Nd:YAG na degradação da resina, através de teste de resistência compressiva e sem provocar lesão pulpar. Foi utilizado um laser que emite simultaneamente dois comprimentos de onda, 60% em 532µm e 40% em 1064µm. Foram confeccionados oitenta cilindros de RC e divididos em quatro grupos. No grupo 1 (controle) as amostras de RC não receberam irradiação laser; no grupo 2 (RC + laser), a RC foi irradiada durante 3s com frequência de 100Hz e 3W de potência; no grupo 3 (RC + corante), a RC foi misturada a um corante intensificador do laser e no grupo 4 (RC + corante + laser) a RC com corante recebeu irradiação laser durante 3s, 100Hz e 3W como no grupo 2. Os resultados obtidos para as amostras de RC + laser demonstraram uma redução de 75% na resistência compressiva, quando comparados ao grupo controle. O grupo das amostras de RC + laser comparado ao grupo das amostras de RC + corante + laser não demonstrou diferença estatisticamente significativa. Portanto, o corante misturado à RC não reduziu a resistência compressiva

e não intensificou a capacidade do laser em degradar a RC. Os autores relataram que a degradação da resina submetida ao laser pode ser decorrente do amolecimento térmico da RC. Os autores concluíram que o laser de Nd:YAG, quando utilizado dentro dos parâmetros deste estudo, degrada as propriedades mecânicas das RC.

Cecchini²⁵ em 1997, estudou *in vitro* o efeito do laser de Nd:YAG em esmalte dental: análise de fluorescência de raios-x e MEV. Foram observados o efeito do laser Nd:YAG com emissão no comprimento de onda de 1,064µm em quatro diferentes condições: a) tratamento com ácido perclórico; b) aplicação tópica de flúor fosfato acidulado seguido de tratamento com ácido perclórico; c) irradiação com laser de Nd:YAG mais aplicação tópica de flúor fosfato acidulado e tratamento com ácido perclórico; d) irradiação com laser de Nd:YAG seguido de tratamento com ácido perclórico. As amostras foram analisadas e quantificadas em relação ao cálcio, fósforo e flúor, antes e depois do tratamento. O material foi analisado por espectrofotômetro de fluorescência de raios-x e em MEV. Foi concluído que houve fusão e recristalização do esmalte, demonstrando um padrão característico de superfície de esmalte irradiada com o laser Nd:YAG.

Em 1997, Schaller et al.¹⁰³ avaliaram a permeabilidade da dentina após seu tratamento com laser de Nd:YAG. A investigação *in vitro* contou com quarenta discos de dentina seccionados horizontalmente; estes foram divididos em três grupos testes e um grupo controle com dez elementos cada. Para cada grupo teste os parâmetros do laser foram alterados: grupo A: 3 x 60s, 60mJ; grupo B: 3 x 60s, 90mJ; grupo C: 3 x 60s, 120mJ. O grupo controle não recebeu tratamento laser. A taxa de filtragem dos túbulos dentinários foi medida usando solução de Ringer radioativa. As medições foram feitas três vezes antes do tratamento com laser, três vezes imediatamente após o tratamento com

laser e seis vezes após a aplicação do ácido fosfórico. Os dados mostraram que o tratamento da dentina com o sistema laser Nd:YAG causou mudança na permeabilidade da dentina, promovendo um aumento na resistência ácida. Porém, devido ao efeito de cratera em áreas tratadas com energia moderada de 60mJ e a presença de áreas não adequadamente tratadas, o uso do laser Nd:YAG para vedar a dentina exposta não parece ser vantajoso.

Anic et al.⁸, em 1998, compararam as mudanças morfológicas sobre a superfície da dentina, produzidas pela luz laser liberada perpendicular ou paralelamente à superfície dentinária. Foram utilizados os lasers de CO₂, Argônio e Nd:YAG para tratamento das paredes internas do canal radicular. Quando a luz laser incidia paralelo à superfície dentinária, os resultados variaram desde nenhum efeito ao desgaste a fusão da camada híbrida, enquanto que na incidência perpendicular à superfície dentinária, todas as amostras apresentaram crateras bem formadas. Os autores concluíram que o ângulo de incidência da luz laser, em relação à superfície irradiada, pode ser um fator decisivo da quantidade de energia absorvida e, conseqüentemente, nas mudanças morfológicas induzidas pelo laser.

Lizarelli et al.⁵⁴, em 1998, apresentaram um caso clínico de remoção do tecido cariado num sulco retentivo do primeiro molar superior direito utilizando o laser pulsado de alta densidade de potência de Nd:YAG 1064µm. Foram utilizados os seguintes parâmetros: 100mJ, 15Hz, 1,5W e tempo de irradiação de 4min, onde ao término da exposição pode ser observado o esbranquiçamento do esmalte e da dentina que ao ser explorado notava-se sua vitrificação. Concluíram os autores que o laser Nd:YAG permitiu a remoção seletiva do tecido cariado do sulco ocluso-lingual do elemento 16 efetivamente.

Salama⁹⁹, em 1998, estudou o efeito do pré tratamento do esmalte e dentina com laser em cavidades de classe V de molares decíduos humanos, sobre a microinfiltração em diferentes materiais restauradores. Foram utilizados 48 dentes aleatoriamente em seis grupos de oito dentes cada um, sendo três grupos controle e três grupos teste. Foi realizada uma cavidade de classe V, padronizada, envolvendo esmalte e dentina, na superfície vestibular de cada dente e restaurados com os materiais testados de acordo com as instruções do fabricante. Nos grupos 1 e 2 foram restaurados com um compômero, Hytac (Espe Dental). Nos grupos 3 e 4 foram restaurados com uma RC Pertac II (Espe Dental), e nos grupos 5 e 6, uma liga de gálio (Galloy – SDI), onde todos os grupos testes foram irradiados com laser de Nd:YAG com 0,75W de energia, frequência de 15Hz, com energia de 50mJ de energia por pulso, durante 90s, com ponta de fibra óptica posicionada a 3mm de distância das superfícies de esmalte e dentina. Os autores observaram que nas amostras restauradas com RC, a infiltração marginal foi significativamente menor no grupo que recebeu a irradiação do laser. Para a RC modificada por poliácido e a liga de gálio, o pré tratamento com laser de Nd:YAG não interferiu nos valores de infiltração marginal.

Gonçalves et al.³⁹, em 1999, avaliaram os efeitos do pré-tratamento dentinário com irradiação laser, condicionamento ácido e hipermineralização, na resistência de união do sistema adesivo Multi-Use Plus 3M (3M Dental Products) frente ao teste de cisalhamento. Foram utilizados incisivos bovinos, recém-extraídos após o abate e conservados em freezer. Os espécimes foram divididos em dois grupos: a) grupo controle, imerso em água destilada e conservado em geladeira a 4°C até o descongelamento; b) mineralizado, imerso em solução hipermineralizante por 14 dias. Cada grupo foi subdividido em três sub-grupos, conforme o pré-tratamento da dentina: F – conforme o fabricante (condicionamento ácido + primer + adesivo); AL (condicionamento ácido +

primer + adesivo + laser); LA (laser + condicionamento ácido + primer + adesivo). O laser utilizado foi de Nd:YLF, pulsado (250mJ/pulso; 1,31J/cm²; 0,3Hz, 100µs). Os resultados obtidos sugerem que o tratamento da dentina com laser, após a aplicação do sistema adesivo, é promissor na criação de um novo substrato composto de hidroxiapatita fundido com os monômeros adesivos e na obtenção de maiores valores na resistência adesiva.

L'Astorina et al.⁵⁰, em 1999, estudaram o efeito do laser de Nd:YAG sobre o cimento dental humano em relação à resistência ao ataque de *Streptococcus mutans*, *in vitro*, com o objetivo de avaliar o efeito de três diferentes parâmetros de laser aplicados na superfície do cimento e imersos em meio de cultura cariogênico artificial, analisados por MO e MEV. Foram utilizados 45 dentes humanos divididos em três grupos: A, B e C. A superfície vestibular do cimento foi delimitada com tinta nanquim previamente à aplicação do laser nos seguintes parâmetros: grupo A (0,8W, 13.4mJ, 15Hz e 60s), grupo B (1,0W, 16.7mJ, 15Hz e 60s) e grupo C (1,2W, 20mJ, 15Hz e 60s). Após a aplicação do laser, a porção coronária foi seccionada e a raiz impermeabilizada, deixando-se um orifício vestibular correspondente à área irradiada e um orifício lingual, de mesmo tamanho, para controle. Os dentes foram imersos durante sete dias em meio de cultura contendo *Streptococcus mutans*, renovado a cada dois dias. Após esse período, os dentes foram seccionados no sentido méso-distal e examinados em MO e MEV. Os autores concluíram que as amostras dos grupos A e B não apresentaram resistência ao *Streptococcus mutans*, as amostras do grupo C mostraram-se mais resistentes ao *Streptococcus mutans*, com significância estatística, e todas as amostras apresentaram cavitação.

Matos et al.⁶⁰, em 1999, avaliaram o efeito do laser Nd:YAG em dentina, antes e depois da aplicação dos sistemas adesivos

na força de tração em restaurações de RC. Foram utilizados trinta dentes anteriores humanos extraídos por indicações periodontais, divididos em três grupos: Grupo 1 – controle, foi utilizado condicionamento ácido + primer + adesivo; Grupo 2 – laser + ácido + primer + adesivo; Grupo 3 – ácido + primer + adesivo + laser. Foram feitos cones de RC Z100, com 3mm de diâmetro e o sistema adesivo utilizado o Single Bond. Para o teste de força de tração foi utilizada uma máquina Instron, com 0,5mm/min de velocidade. Os autores concluíram que o Grupo 1 sem laser, e o Grupo 3, laser após adesivo, tiveram resultados semelhantes, maiores que o Grupo 2, laser antes do adesivo.

Myaki⁷⁴, em 1999, avaliou *in vitro*, através da MEV, os efeitos da irradiação laser de Nd:YAG pulsado sobre a dentina de dentes decíduos. Foram utilizados 24 molares decíduos inferiores, clinicamente hígidos, que tiveram a face lingual desgastada para a exposição da superfície dentinária. As amostras foram divididas aleatoriamente em seis grupos. No grupo I as amostras foram pintadas com tinta nanquim, iniciadora de absorção na área da irradiação do laser de Nd:YAG, regulado para operar com potência média de 0,6W, frequência de 15Hz, 40mJ de energia por pulso e densidade de energia de 57mJ/cm². No grupo II, utilizaram-se os mesmos parâmetros de irradiação do laser no grupo I, porém as amostras não foram previamente pintadas com tinta nanquim. No grupo III, as amostras foram pintadas com tinta nanquim, seguidas da irradiação do laser de Nd:YAG com potência média de 1,0W, frequência de 10Hz, 100mJ de energia por pulso e densidade de energia de 141J/cm². No grupo IV foram utilizados os mesmos parâmetros de irradiação das amostras do grupo III, sem pintar previamente a superfície dentinária com tinta nanquim. No grupo V, os espécimes não sofreram nenhum tratamento e serviram como controle. No grupo VI as amostras receberam a aplicação de EDTA a 17% durante 2min, seguida da aplicação de NaOCl a 5% durante mais de 2min. Todas as amostras

foram desidratadas em série crescente de álcoois, secados ao ar livre, e observados ao MEV. A análise das fotomicrografias revelou que a irradiação do laser de Nd:YAG pulsado foi capaz de promover a modificação da superfície dentinária nos diferentes parâmetros de irradiação, com exceção das amostras do grupo II, que apresentaram um resultado similar às amostras do grupo V, com a superfície dentinária recoberta pela *smear layer*. As amostras tratadas pelo EDTA a 17% e pelo NaOCl a 5% apresentaram a superfície dentinária sem a presença da *smear layer*, com os túbulos dentinários abertos.

Em 1999, Santucci¹⁰¹ avaliou a efetividade do capeamento pulpar direto em dentes permanentes usando duas técnicas: a) convencional com hidróxido de cálcio; b) técnica a laser Nd:YAG e Vitrebond, com potência média de 1,75W e 20pps, por 20s. Foram avaliados 83 pacientes num total de 93 dentes que receberam capeamento pulpar direto e observados por um intervalo de até 54 meses. O autor concluiu que a vitalidade dos dentes tratados a laser foi significativamente maior que os tratados com hidróxido de cálcio.

Strefezza et al.¹¹⁰, em 1999, verificaram que o laser de Nd:YAG é seguro e pode ser usado clinicamente com energia de 60 ou 100mJ e taxa de repetição de 10 ou 15Hz sem causar danos biológicos.

Pelino et al.⁸⁹, em 1999, avaliaram os efeitos do laser de Nd:YAG (1.064µm) na superfície de esmalte em relação à resistência à desmineralização por ácidos produzidos por *Streptococcus mutans*. Foram utilizados 42 dentes humanos, onde foi preparada uma área de 3x4mm na vestibular e lingual de cada dente. Foram divididos em três grupos onde a superfície lingual ficou como controle e a superfície vestibular foi irradiada com densidades de energia variando de 83,75 a 187,5J/cm². As áreas de esmalte permaneceram no meio de cultura de

Streptococcus mutans a uma temperatura de 37°C por 15 e 21 dias. Após análise por MO e MEV, os autores concluíram que as superfícies irradiadas com laser Nd:YAG apresentaram fusão e recristalização do esmalte e aumento da resistência à desmineralização por ácidos em todos os grupos irradiados.

Em 2000, Navarro et al.⁸² estudaram a microinfiltração em restaurações de RC submetidas a tratamento marginal com laser Nd:YAG. Dezoito restaurações classe V, com margem em esmalte, foram preparadas nas superfícies vestibular e lingual de pré-molares humanos. As cavidades foram preparadas com alta rotação e broca diamantada. Todo o preparo foi condicionado com ácido fosfórico a 35% por 15s e restaurados com Scotchbond Multi Purpose, sistema adesivo, e RC Z100, e aleatoriamente divididos em seis grupos: G1 controle; G2 tratamento marginal com selante de superfície; G3 a G6 foram tratados na região de margem com laser de Nd:YAG, contato da fibra óptica, resfriamento a ar por 30s, potência de 1,2–2,0W, frequência de 20–30Hz, energia de 40–100mJ. Os dentes foram impermeabilizados, imersos em corante rodamina, seccionados e avaliados sob estereomicroscópio com escores. Os autores concluíram que o laser de Nd:YAG promoveu uma melhora no selamento marginal nos Grupos 3, 5 e 6, diminuindo a microinfiltração nas restaurações de RC.

Araújo et al.¹², em 2001, avaliaram a microinfiltração através da MO e a nanoinfiltração, através da MEV, em cavidades classe V preparadas por dois métodos: a) irradiação a laser Er:YAG mais condicionamento ácido e; b) turbinas de alta rotação. Foi observada também a influência da irradiação do laser Nd:YAG em dois sistemas de adesivos dentinários: Single Bond (3M) e Prime & Bond NT (Dentsply). As cavidades foram restauradas com RC Z100 quando foi utilizado o adesivo Single Bond e RC TPH com o adesivo Prime & Bond NT. Para a

realização do preparo com laser Er:YAG (Kavo Key, Germany) foi utilizado 350mJ, 4Hz e densidade de energia de 116,7J/cm². Para o pré-tratamento dentinário com laser de Nd:YAG (Pulse Master 1.000 – ADT – USA) foi utilizado 60mJ, 10Hz, 0,6W durante 10s e densidade de energia de 74,6J/cm². Foram utilizados oitenta dentes bovinos e os preparos foram realizados nas faces vestibular e lingual totalizando cento e sessenta preparos divididos em oito grupos de vinte dentes cada um. Após preparados de acordo com a metodologia utilizada, a avaliação da microinfiltração na margem gengival foi feita através da lupa estereomicroscópica e a nanoinfiltração foi avaliada em MEV. Os autores concluíram que o grupo preparado com laser de Er:YAG + Single Bond + laser de Nd:YAG apresentou os menores valores quanto à microinfiltração e nanoinfiltração.

Moreira⁷¹, em 2001, avaliou a resistência à força de cisalhamento de restaurações em CIV sobre a dentina humana, condicionada com laser de Nd:YAG. Quarenta e quatro molares humanos, hígidos, armazenados em solução fisiológica, foram incluídos em resina, e seccionados no sentido longitudinal, para exposição da dentina em suas faces vestibular e lingual. Em seguida, desgastados com disco de papel carbide de granulação 600 para uma produção padronizada com camada de *Smear layer*, e divididos em dois grupos. No grupo 1, as amostras foram irradiadas com laser de Nd:YAG em uma das superfícies dentinárias expostas e na outra face condicionadas com ácido poliacrílico a 11,5%. No grupo 2 as amostras foram irradiadas com laser, e em seguida, condicionadas com o ácido poliacrílico em uma das superfícies expostas, e na outra superfície receberam apenas o condicionamento com ácido. Todas as amostras receberam restaurações cilíndricas de CIV (Fuji tipo II GC Dental Corp, Scottsdale, Ariz.) e após 24h foram submetidas ao teste de cisalhamento. Quatro amostras foram observadas em MEV: uma apenas cortada e lixada, uma condicionada com ácido

poliacrílico, uma irradiada com laser, e uma irradiada com laser e em seguida condicionada com ácido, para avaliação das alterações morfológicas causadas na dentina. Os resultados demonstraram que a resistência ao cisalhamento das restaurações de CIV à dentina tratada com laser de Nd:YAG e em seguida com ácido poliacrílico foi semelhante àquelas onde a dentina recebeu apenas condicionamento com ácido poliacrílico, e que as restaurações confeccionados sobre a dentina tratada apenas com laser, tiveram uma resistência significativamente menor.

Verlangiere¹²⁰, em 2001, avaliou através da MEV a morfologia da superfície irradiada, *in vitro*, com os lasers de Nd:YAG e Er:YAG. Foram selecionados quinze dentes terceiros molares humanos hígidos, extraídos por indicação terapêutica. Suas porções coronárias foram seccionados no sentido vestibulo-lingual, dividindo a superfície oclusal em duas metades, cada qual irradiada com um dos lasers (Nd:YAG e Er:YAG). Nas amostras irradiadas com o laser de Nd:YAG, os parâmetros utilizados foram: 1,0W, 10Hz, 100mJ, 31,08J/cm² por 60s e fibra ótica de 0,32µm de diâmetro. Nas amostras irradiadas com o laser de Er:YAG, os parâmetros utilizados foram: 4Hz, 80mJ, 24,95J/cm²) por 60s, usando a ponta 50/10. O autor concluiu que ambos os lasers promoveram modificações morfológicas na estrutura do esmalte dentário, incrementando sua resistência e, podendo assim, ser considerados como métodos alternativos para a prevenção de cáries oclusais.

Kato et al.⁴⁴, em 2001, avaliaram as alterações promovidas pelo laser de Nd:YAG na margem e na superfície de restaurações de RC, quando utilizados os parâmetros de tratamento de hipersensibilidade dentinária. Foram realizadas restaurações classe V de RC na face vestibular de 20 dentes extraídos, sendo que em cada espécime, a metade mesial da superfície destas restaurações foi irradiada com o laser de Nd:YAG (ADT-USA-LELO, FOU SP) e a outra metade

serviu como controle. Quatro grupos foram formados: (G1) porção mesial dos dentes restaurados e irradiados (duas aplicações com intervalos de 20s) com densidade de energia de $141,54\text{J}/\text{cm}^2$, taxa de repetição de 10Hz e tempo de exposição de 10s; (G2) controle de G1, porção distal dos dentes restaurados e não irradiados; (G3) porção mesial dos dentes restaurados e irradiados com densidade de energia de $42,46\text{J}/\text{cm}^2$, taxa de repetição de 10Hz e tempo de exposição de 90s; (G4) controle do G3, porção distal dos dentes restaurados e não irradiados. As amostras foram analisadas ao MEV onde observaram a formação de irregularidades de pequena profundidade na superfície da RC dos dois grupos testes. Não houve alterações na interface restauração-superfície dentária. Os autores concluíram que o laser de Nd:YAG com os parâmetros de irradiação utilizados provocou alterações na superfície, porém sem grandes modificações nas margens.

Em 2002, Pécora & Brugnera⁸⁸ escreveram um breve histórico dos diferentes tipos de lasers e suas aplicações, possibilitando um grande avanço nos procedimentos médicos e odontológicos. Relataram que este sistema de luz poderia ser aplicado em muitos procedimentos odontológicos e que havia um futuro promissor nesta nova fonte de investigação, sendo uma alternativa promissora no que diz respeito à odontologia preventiva.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a microinfiltração em restaurações classe V de cimento de ionômero de vidro resina modificado, nas margens oclusal e gengival, utilizando o laser de Nd:YAG após a aplicação do primer não fotopolimerizado e fotopolimerizado mais tratamento marginal com laser de Nd:YAG.

4 MATERIAL E MÉTODO

Esta pesquisa foi submetida à avaliação da Comissão de Ética da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos / SP – UNESP, recebendo parecer favorável (Anexo A).

4.1 Material

4.1.1 Material restaurador

O material restaurador utilizado neste estudo está relacionado no Quadro 1.

Quadro 1 – Marca comercial, fabricante, componentes principais e lote do material utilizado.

Marca Comercial (Fabricante)	Componentes Principais (de acordo com o fabricante)	Lote
Vitremer (3M Dental Products)	Primer pós ionoméricos líquido do ionômero de vidro glaze	1 BL 2004 - 04

Foi utilizado o CIV – RM, Vitremer restaurador (Figura1), que é composto por pós ionoméricos de várias cores, pelo líquido do ionômero de vidro, por um *primer* e um *glaze* de acabamento (3M¹¹⁸, 1994):

- a) o pó contém cristais de fluoralumíniosilicato e é radiopaco, e de um sistema catalisador de oxi-redução que fornece a polimerização do metacrilato na ausência de luz. Contém também pequenas quantidades de pigmentos para que tenha uma certa variedade de cores e melhor estética;
- b) o líquido é uma solução aquosa do ácido polialquenoico modificado, contém também o copolímero do Vitrebond (3M Dental Products), água, Hema e fotoiniciadores;
- c) o *primer* é um condicionador da estrutura dentária, composto por polímero do Vitrebond, Hema, etanol e fotoiniciadores. Possui um pH ácido, e a função de modificar a *smear layer* e umedecer adequadamente a superfície dental para facilitar a adesão do CIV-RM;
- d) o *glaze* é uma resina fotopolimerizável, cuja função é recobrir a restauração após acabamento final.



FIGURA 1 – Sistema restaurador empregado.

4.1.2 Laser Nd:YAG para pré-tratamento e selamento de restaurações.

Foi utilizado o laser Nd:YAG Pulse Master 600 IQ (American Dental Technology – USA) do Laboratório do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP.

Este laser emite comprimento de onda de $1,064\ \mu\text{m}$, com taxa de repetição de 10 a 100Hz, energia até 320mJ, largura de pulso de $100\ \mu\text{s}$ e potência até 10W (Figura 2).

Nesta pesquisa, foram utilizados 60mJ de energia, 10Hz de taxa de repetição, 0,6W de potência com densidade de energia de $74,6\text{J}/\text{cm}^2$ durante 20s para o pré tratamento dentinário e 30s para o tratamento marginal, não contato a uma distância de aproximadamente 1mm varrendo toda a cavidade que recebeu o primer e em toda a margem da restauração, sendo feito a clivagem da fibra quando necessário, em

parâmetros definidos de acordo com pesquisa anterior (ARAÚJO, et al.¹², 2001) e confirmada pelo projeto piloto. O diâmetro da fibra óptica utilizada foi de 0,32mm. A experiência foi realizada seguindo as normas de segurança preconizadas pela ANSI – z 136-1, NBR – IEC – 2-22:1977 e IECX 825 – 1:1998, para utilização do laser.



FIGURA 2 – Equipamento de Laser Nd:YAG

4.2 Método

4.2.1 Seleção de dentes

Foram selecionados sessenta terceiros molares hígidos superiores e/ou inferiores, de pacientes que tinham a indicação de extração por razões ortodônticas ou periodontais.

Depois de extraídos, os dentes foram limpos com curetas periodontais (H.U. Friedy, Chicago III, USA), lâminas de Bisturi tipo Bard

Parker nº 11 (Heber Medicines & Health Products Imp. & Exp. Corp. Shifrazhuang, China) e, em seguida foram armazenados em água destilada e mantidos sob refrigeração.

Antes do preparo cavitário, foi feito o vedamento do ápice radicular com CIV Vidrion (S. S. White). A raiz do dente foi incluída numa base de resina acrílica incolor quimicamente ativada, bem abaixo do limite cemento/esmalte, a partir de uma matriz confeccionada em silicone pesada, Rodhorsil (Clássico Artigos Odontológicos – Ind. Bras.)

4.2.2 Preparo das cavidades

Foi realizado um preparo cavitário de classe V nas faces vestibular e lingual de cada dente, totalizando assim cento e vinte preparos cavitários, localizados no terço cervical JCE, com a margem oclusal da cavidade trabalhada em esmalte e a cervical 1mm abaixo da junção amelo-cementária. A cada cinco preparos, a ponta diamantada foi substituída por uma nova.

Os preparos foram realizados com ponta diamantada esférica nº 1016 e 3018 (K. G. Sorensen) presa a uma turbina de alta rotação Kavo Roll Air 3 (Kavo do Brasil, Joinville, SC., Br.) com rotação de 350.000rpm., com sistema duplo de resfriamento, tendo dimensões aproximadas de 3,0mm no sentido méso-distal, por 3,0mm, no sentido cérvico-oclusal, por 2,3mm de profundidade, podendo variar de $\pm 0,2$ mm (Figura 3).

Para que fossem padronizados, os preparos foram colocados em um aparelho que consta de um microscópio modificado para preparo de cavidades, proposto por Walter & Hokama¹²² 1976, e aperfeiçoado por Sá & Gabrielli⁹⁸, em 1979 (Figuras 3 e 4).

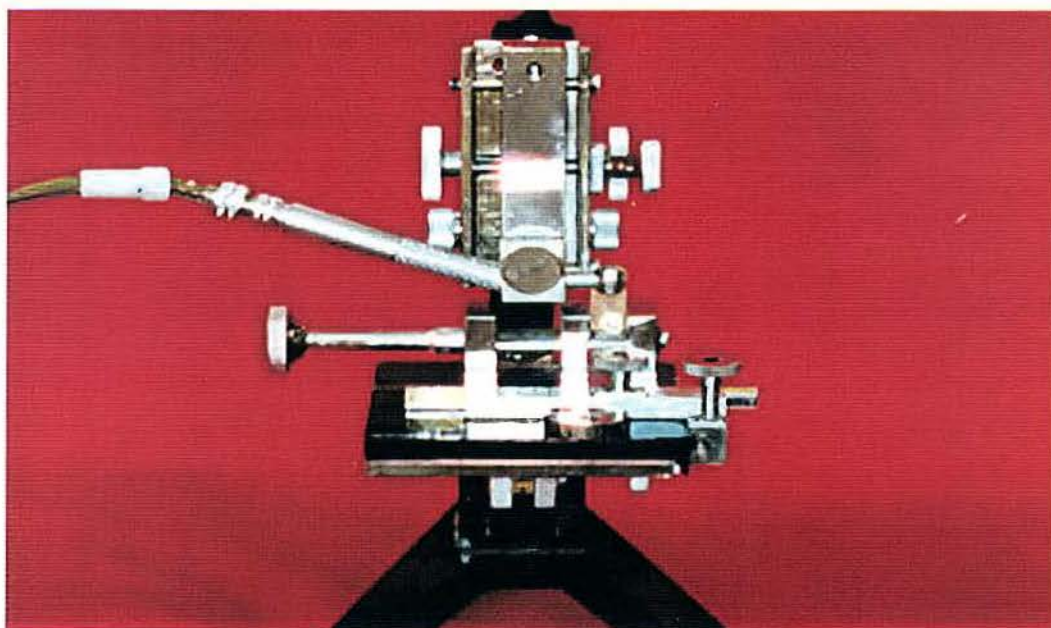


FIGURA 3 – Microscópio modificado para padronização dos preparos com turbina de alta rotação

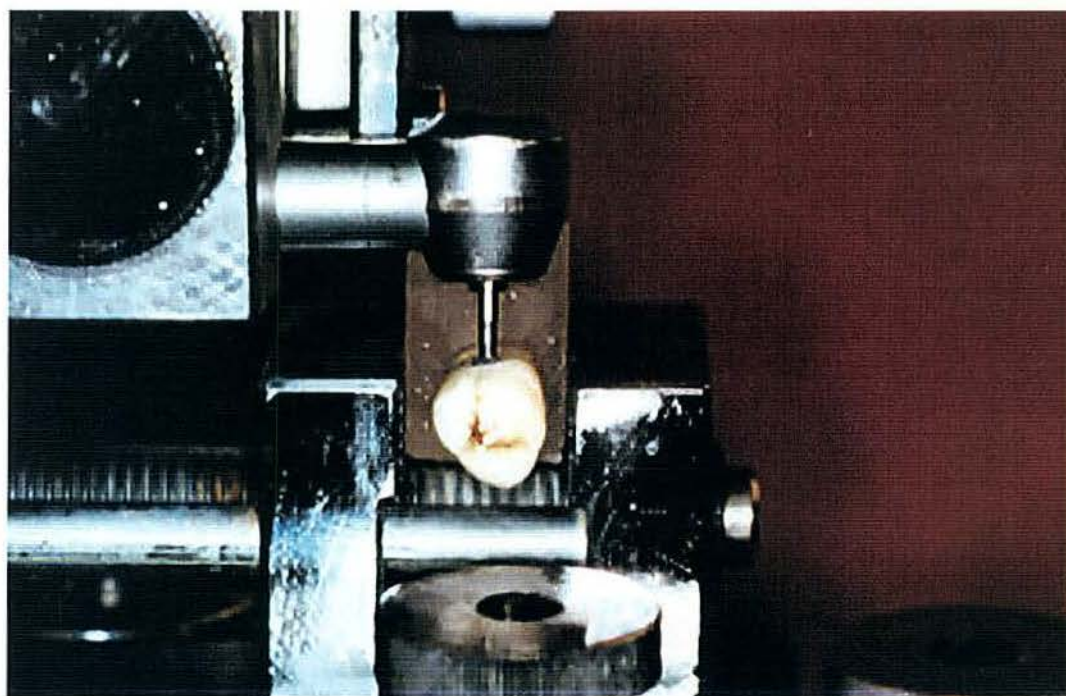


FIGURA 4 – Realização do preparo cavitário no microscópio modificado

Após confeccionados os preparos cavitários, percorreram novamente todas as suas paredes para seu refinamento, com uma ponta

diamantada nº 3168F (K. G. Sorensen) de granulação fina, montada em contra-ângulo e micromotor resfriado (KaVo) em baixa velocidade, com aproximadamente 6.000rpm e as dimensões foram avaliadas com o auxílio de uma sonda periodontal milimetrada, tipo Goldmam Fox Williams (H.U. Friedy, Chicago, Ill., USA).

Os preparos cavitários foram limpos com pedra pomes (S.S. White Art. Dent., Rio de Janeiro, RJ, Br.) e água, com auxílio de taça de borracha (K.G. Sorensen), adaptada em um contra-ângulo, em baixa rotação (KaVo); em seguida as cavidades foram lavadas e secas com jatos de ar, tomando o cuidado de não ressecá-las (Figura 5).



FIGURA 5 – Vista vestibular e lingual dos preparos cavitários

4.2.3 Obtenção das restaurações

Foram realizadas 120 restaurações, vinte para cada grupo, especificadas no Quadro 2, a seguir:

Quadro 2 – Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de tratamento utilizado.

Grupos (G)	Tratamento Dentinário	Material	Tratamento Marginal	Acabamento
G (I) controle N=20	Primer + Fotopolimerização	Vitremer	-	Glaze
G (II) N=20	Primer + Laser Nd:YAG + Não Fotopolimerização	Vitremer	-	Glaze
G (III) N=20	Primer + Laser Nd:YAG + Fotopolimerização	Vitremer	-	Glaze
G (IV) N=20	Primer + Laser Nd:YAG + Não Fotopolimerização	Vitremer	Laser Nd:YAG nas margens	Glaze
G (V) N=20	Primer + Laser Nd:YAG + Fotopolimerização	Vitremer	Laser Nd:YAG nas margens	Glaze
G (VI) N=20	Primer + Fotopolimerização	Vitremer	Laser Nd:YAG nas margens	Glaze

4.2.3.1 Grupo I: restauração convencional (controle)

A colocação do primer (condicionador) foi feita seguindo as instruções do fabricante, da seguinte maneira:

- a) lavar e secar cuidadosamente a cavidade;
- b) aplicar o primer durante 30s nas superfícies do esmalte e da dentina que vão ser restaurados;
- c) secar o primer utilizando uma seringa de ar durante 15s;
- d) fotopolimerizar as superfícies condicionadas pelo primer durante 20s;
- e) todas as cavidades foram restauradas com Vitremer (3M Dental Products), cor A3, inserida com o auxílio de uma seringa centrix em dois incrementos, sendo cada um fotopolimerizado por 40s;
- f) aplicação do glaze e fotopolimerização por 20s.

4.2.3.2 Grupo II: aplicação do *primer* + aplicação do laser Nd:YAG + não fotopolimerização + Vitremer + *glaze*:

- a) lavar e secar cuidadosamente a cavidade;
- b) aplicar o primer durante 30s nas superfícies do esmalte e da dentina que vão ser restauradas;

- c) secar o primer utilizando uma seringa de ar durante 15s. Não fotopolimerizar;
- d) aplicação do laser Nd:YAG por 20s, não contato, a uma distância de aproximadamente 1mm varrendo toda a cavidade que recebeu o *primer* (Figura 6);

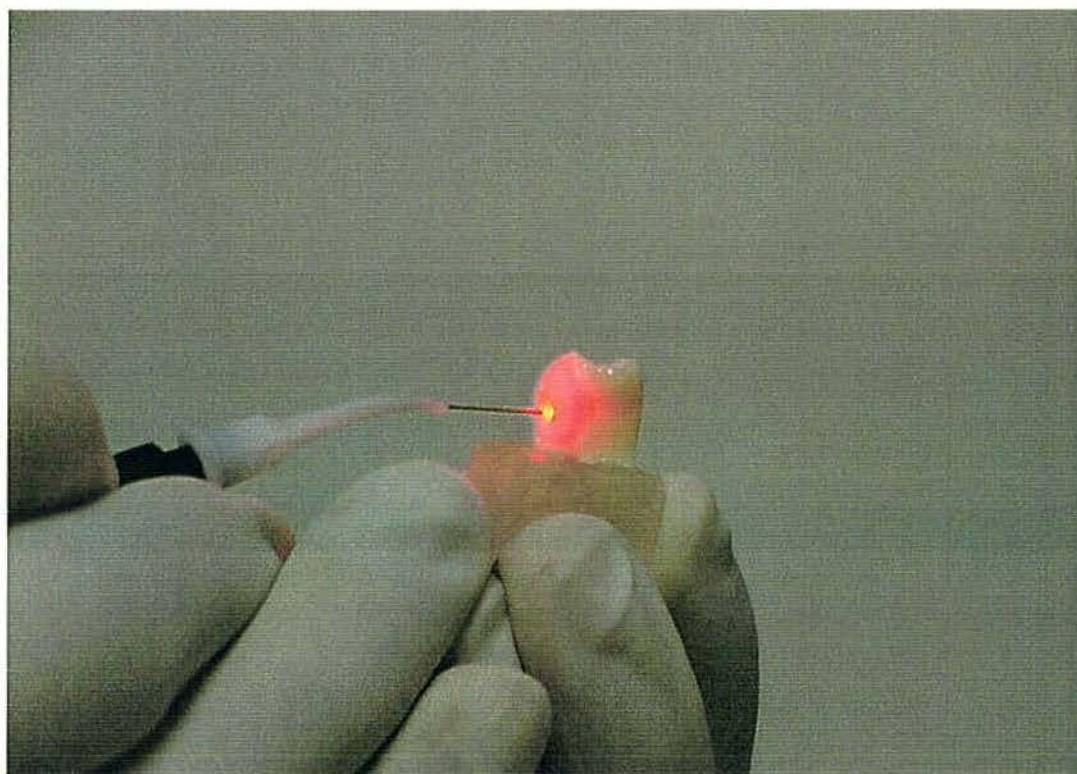


FIGURA 6 – Aplicação do laser de Nd:YAG após a aplicação do Sistema Adesivo

- e) todas as cavidades foram restauradas com Vitremer (3M Dental Products), cor A3, inserida com o auxílio de uma seringa centrix em dois incrementos, sendo cada um fotopolimerizado por 40s;
- f) aplicação do *glaze* e fotopolimerização por 20s.

4.2.3.3 Grupo III: aplicação do *primer* + aplicação do laser Nd:YAG + fotopolimerização do *primer* + Vitremer + *glaze*:

- a) lavar e secar cuidadosamente a cavidade;
- b) aplicar o *primer* durante 30s nas superfícies do esmalte e da dentina que vão ser restaurados;
- c) secar o *primer* utilizando uma seringa de ar durante 15s;
- d) aplicação do laser Nd:YAG por 20s, não contato, a uma distância de aproximadamente 1mm varrendo toda a cavidade que recebeu o *primer*;
- e) fotopolimerizar as superfícies condicionadas pelo *primer* durante 20s;
- f) todas as cavidades foram restauradas com Vitremer (3M Dental Products), cor A3, inserida com o auxílio de uma seringa centrix em dois incrementos, sendo cada um fotopolimerizado por 40s;
- g) aplicação do *glaze* e fotopolimerização por 20s.

4.2.3.4 Grupo IV: aplicação do *primer* + aplicação do laser Nd:YAG + não fotopolimerização + Vitremer + *glaze* + aplicação do laser Nd:YAG nas margens da restauração:

- a) lavar e secar cuidadosamente a cavidade;

- b) aplicar o *primer* durante 30s nas superfícies do esmalte e dentina que vão ser restauradas;
- c) secar o *primer* utilizando uma seringa de ar durante 15s. Não fotopolimerizar;
- d) aplicação do laser Nd:YAG por 20s, não contato, a uma distância de aproximadamente 1mm, varrendo toda a cavidade que recebeu o *primer*;
- e) todas as cavidades foram restauradas com Vitremer (3M Dental Products), cor A3, inserida com o auxílio de uma seringa centrix em dois incrementos, sendo cada um fotopolimerizado por 40s;
- f) aplicação do laser Nd:YAG por 30s, não contato, a uma distância de aproximadamente 1mm, em toda margem da restauração (Figura 7);
- g) aplicação do *glaze* e fotopolimerização por 20s.

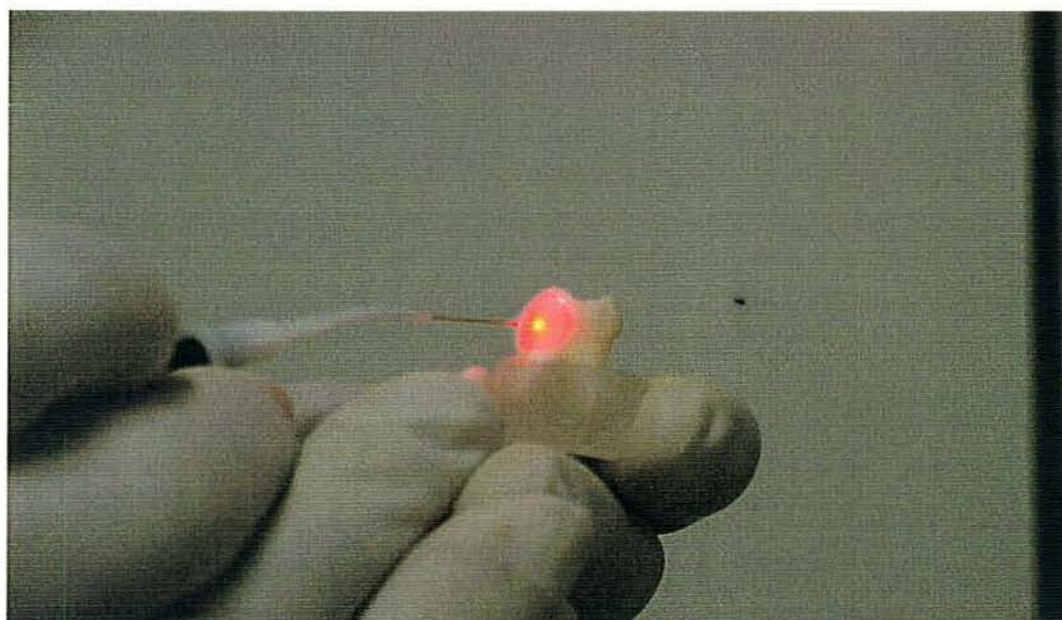


FIGURA 7 – Aplicação do laser de Nd:YAG na interface dente/restauração.

4.2.3.5 Grupo V: aplicação do *primer* + aplicação do laser Nd:YAG + fotopolimerização do *primer* + Vitremer + *glaze* + aplicação do laser Nd:YAG nas margens da restauração:

- a) lavar e secar cuidadosamente a cavidade;
- b) aplicar o *primer* durante 30s nas superfícies do esmalte e dentina que vão ser restauradas;
- c) secar o *primer* utilizando uma seringa de ar durante 15s. Não fotopolimerizar;
- d) aplicação do laser Nd:YAG por 20s, não contato, a uma distância de aproximadamente 1mm, varrendo toda a cavidade que recebeu o *primer*;
- e) fotopolimerizar as superfícies condicionadas pelo *primer* durante 20s;
- f) todas as cavidades foram restauradas com Vitremer (3M Dental Products), cor A3, inserida com o auxílio de uma seringa centrix em dois incrementos, sendo cada um fotopolimerizado por 40s;
- g) aplicação do laser Nd:YAG por 30s, não contato, a uma distância de aproximadamente 1mm, em toda margem da restauração;
- h) aplicação do *glaze* e fotopolimerização por 20s.

4.2.3.6 Grupo VI: aplicação do *primer* + fotopolimerização do *primer* + Vitremer + aplicação do laser Nd:YAG nas margens das restaurações + *glaze*:

- a) lavar e secar cuidadosamente a cavidade;
- b) aplicar o *primer* durante 30s nas superfícies do esmalte e dentina que vão ser restauradas;
- c) secar o *primer* utilizando uma seringa de ar durante 15s. Não fotopolimerizar;
- d) fotopolimerizar as superfícies condicionadas pelo *primer* durante 20s;
- e) todas as cavidades foram restauradas com Vitremer (3M Dental Products), cor A3, inserida com o auxílio de uma seringa centrix em dois incrementos, sendo cada um fotopolimerizado por 40s;
- f) aplicação do laser Nd:YAG por 30s, não contato, a uma distância de aproximadamente 1mm, em toda a margem da restauração;
- g) aplicação do *glaze* e fotopolimerização por 20s.

4.2.3.7 Fotopolimerização

As restaurações foram fotopolimerizadas em camadas incrementais por 40s cada (ARAÚJO et al.¹¹, 1997; RETIEF⁹⁶, 1994), com

aparelho fotopolimerizador XL 1.500 (3M), utilizado em todo o experimento com uma intensidade de luz de 500mW/cm^2 , colocado perpendicular e próxima à superfície da restauração.

4.2.3.8 Acabamento e polimento das restaurações

Após a polimerização, foi removido o excesso da restauração com uma lâmina de bisturi tipo Bard Parker nº 11 (Heber Medicines & Health Products Imp. & Exp. Corp., Shijiazhuang, China), e uma ponta diamantada dourada nº 2135F, (KG Sorensen), e dado o polimento com discos Soft-lex (3M) em ordem decrescente de granulação, com resfriamento constante (YAP et al.¹³³, 1998; YU et al.¹³⁵, 1990).

Toda a restauração foi então sondada com sonda exploradora nº 5 (SS White Art. Dent., Juiz de Fora, MG, Ind. Bras.), para certificar-se de que não havia excessos de material restaurador.

Após esta etapa, os dentes foram armazenados em água destilada e em estufa a 37°C até serem submetidos à ciclagem térmica.

4.2.4 Ciclagem térmica

Os corpos de prova foram submetidos à termociclagem com banhos alternados de 5°C a 55°C , podendo variar de $\pm 2^\circ\text{C}$; cada ciclo foi formado pela imersão dos dentes por 30s em cada temperatura na máquina de ciclagem térmica (Ética Equipamento Científicos S.A., SP, Ind. Bras.) do Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, num total de 500 ciclos (ISO⁴³, 1994).

4.2.5 Preparo dos dentes para o teste de microinfiltração

Após a ciclagem térmica, os dentes foram isolados com uma camada de cola araldite em sua união com a resina acrílica ativada quimicamente (Araldite, Brascola Ltda., SP, Br.) de presa rápida, e duas camadas de esmalte de unha colorido Angélica (Lab. Avamiller de Cosm. Ltda., Guarulhos, SP, Br.) de secagem rápida, tomando o cuidado para que a restauração e +/- 1,5mm ao seu redor ficassem expostos ao agente traçador.

Os dentes foram, então, colocados em uma solução de nitrato de prata 50% (agente traçador) por 24h à temperatura ambiente sob total ausência de luz (WU et al.¹²⁹, 1983; COX²⁸, 1992; Araújo et al.¹², 2001). Após esse período, os dentes foram lavados em água corrente por 15min, para remover o excesso do corante e colocados numa solução foto-reveladora Kodak (Kodak Brasileira Com. e Ind. Ltda., São José dos Campos, SP, Br.), em uma câmara escura sob luz fluorescente de 15W por 6h, para fixação dos íons de prata (Sano et al.¹⁰⁰, 1995).

4.2.6 Análise da microinfiltração

Os corpos de prova foram lavados em água corrente por 15min para remoção do excesso da solução foto-reveladora e secos naturalmente. Depois de 24h, procedeu-se à realização de um corte no centro das restaurações no sentido vestibulo-lingual com disco de diamante sob resfriamento de água no aparelho de corte Labcut 1010 (Extéc), em baixa velocidade, obtendo-se duas fatias que foram presas a uma lâmina de vidro recebendo a identificação correspondente aos grupos de estudo.

Os escores utilizados para mensurar a infiltração marginal do agente traçador nas paredes foram esquematizados na Figura 8.

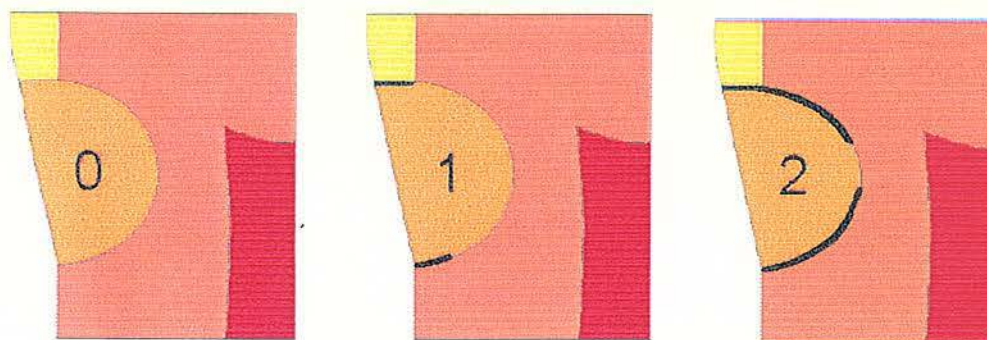


Figura 8 – Representação esquemática dos escores de microinfiltração nas margens oclusal e gengival.

4.2.6.1 Considerando a margem oclusal:

- a) grau 0: sem infiltração marginal;
- b) grau 1: até a junção amelo-dentinária;
- c) grau 2: na interface envolvendo a dentina.

4.2.6.2 Considerando a parede gengival:

- a) grau 0: sem infiltração marginal;
- b) grau 1: penetração do agente traçador até um terço da interface em dentina;
- c) grau 2: penetração maior do que um terço da interface em dentina.

As leituras da infiltração marginal foram feitas por dois examinadores calibrados em um estereomicroscópio (Stemi 2.000 C, Carl

Zeiss Jena GmbH), com 50x de aumento, para determinar o grau de microinfiltração nas margens oclusal e cervical de cada CP.

Foi feita a leitura nas duas faces obtidas pelo corte e considerada a de maior grau de microinfiltração.

4.2.7 Análise estatística

Foram avaliadas as influências das variáveis independentes:

- a) aplicação do laser no primer sem e com fotopolimerização;
- b) aplicação do laser no primer sem e com fotopolimerização mais aplicação do laser nas margens das restaurações;
- c) aplicação do laser nas margens das restaurações.

Sobre a variável dependente (resposta ao vedamento marginal) nos testes de microinfiltração obtiveram, portanto, com vinte repetições, seis condições experimentais. A unidade experimental considerada é a interface dente/restauração das margens oclusal e gengival. Os dados de microinfiltração referente às condições experimentais, inicialmente foram analisados para as margens oclusal e gengival em cada grupo. Posteriormente, foram efetuadas as comparações entre as margens oclusal e gengival como um todo.

A distribuição dos dados (escores), segundo as condições experimentais, foi apresentada mediante uma tabela de distribuição de frequências (absoluta e relativa) e representação gráfica com gráfico de colunas.

Para a identificação da condição experimental, que apresenta o melhor selamento marginal, foram efetuados os testes estatísticos não paramétricos:

- a) análise de variância (ANOVA de Kruskal-Wallis);

b) teste de sinais de postos de Wilcoxon.

O nível de significância adotado foi o valor convencional de 5%.

Os dados foram submetidos à análise estatística inferencial mediante o programa computacional SigmaStat (SPSS Inc. – versão 2.03, 1997).

5 RESULTADOS

5.1 Avaliação da microinfiltração através da lupa estereomicroscópica

Neste capítulo, a análise dos dados obtidos será apresentada em quatro partes: dados de microinfiltração (em escore) na margem oclusal segundo os grupos, dados de microinfiltração (em escore) na margem gengival segundo os grupos, dados de microinfiltração (em escore) comparando a margem oclusal com a gengival para cada grupo, dados de microinfiltração (em escore) comparando a margem oclusal com a gengival considerando os grupos como um todo.

Para tanto foram atribuídos escores de 0 a 2, nos quais 0 significa nenhuma infiltração e 2, infiltração envolvendo a parede axial; podemos afirmar que escores zero significam tratamentos com melhores resultados do que os com escores iguais a 2, observados na margem oclusal de cada amostra, expresso na Tabela 5, e margem gengival expressa na Tabela 6 (Apêndice), originando as Tabelas 1 e 2 e as Figuras 9 e 10.

Para comparar na margem oclusal e na margem gengival o desempenho dos grupos, em termos de microinfiltração marginal, foi efetuado o teste de Kruskal-Wallis em nível de significância de 5%.

5.5.1 Margem oclusal - microinfiltração

Tabela 1 – Distribuição dos corpos de prova em frequência absoluta (n) e relativa (%), segundo o grau de microinfiltração para os seis grupos na margem oclusal

Grupos	I		II		III		IV		V		VI	
Escore	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0	1	5	2	10	3	15	2	10	2	10	0	0
1	13	65	16	80	16	80	12	60	10	50	16	80
2	6	30	2	10	1	5	6	30	8	40	4	20
Total	20	100	20	100	20	100	20	100	20	100	20	100

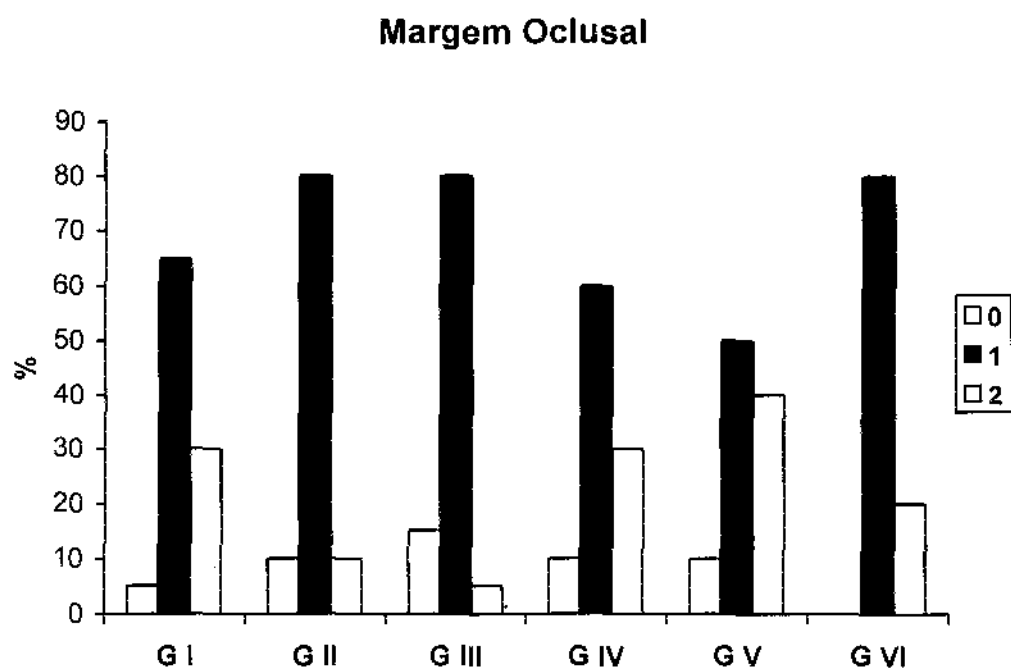


FIGURA 9 – Distribuição em porcentagem dos graus de microinfiltração para os seis grupos na margem oclusal.

Para a margem oclusal, o resultado do teste de Kruskal-Wallis (estatística KW = 8,76; gl = 5; p = 0,119) indica que os valores medianos dos grupos não diferem estatisticamente.

5.1.2 Margem gengival - microinfiltração

Tabela 2 – Distribuição dos corpos de prova em frequência absoluta (n) e relativa (%), segundo os graus de microinfiltração para os grupos, na margem gengival

Grupos	I		II		III		IV		V		VI	
Escore	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
0	5	25	2	10	6	30	5	25	6	30	5	25
1	14	70	16	80	14	70	15	75	13	65	15	75
2	1	5	2	10	0	0	0	0	1	5	0	0
Total	20	100	20	100	20	100	20	100	20	100	20	100

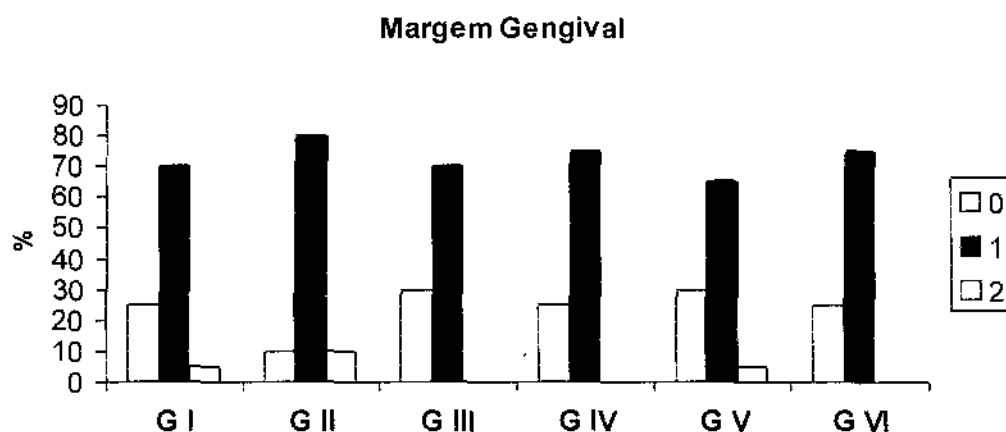


FIGURA 10 – Distribuição em porcentagem dos graus de microinfiltração para os seis grupos na margem gengival.

Para a margem gengival, o resultado do teste de Kruskal_Wallis (estatística KW = 4,52; gl = 5; p = 0,477) indica que os valores medianos dos grupos não diferem estatisticamente.

5.1.3 Oclusal X gengival (grupo individual) - microinfiltração

Para comparar o selamento da margem oclusal com a margem gengival para cada grupo, utilizamos o teste de sinais de postos de Wilcoxon.

Tabela 3 – Resultados do teste de sinais de postos de Wilcoxon, comparando a margem oclusal com a gengival para cada grupo

Grupos	I	II	III	IV	V	VI
p	0,042*	0,100	0,250	0,008*	0,010*	0,008*

* p < 0,050

De acordo com os resultados de sinais de postos de Wilcoxon, observamos que os resultados obtidos em escore de microinfiltração não apresentaram diferença estatisticamente significativa nos grupos II e III, enquanto nos grupos I, IV, V e VI apresentaram diferença estatisticamente significativa quando comparamos os graus de microinfiltração na margem oclusal com a gengival (Tabela 3).

5.1.4 Oclusal X gengival (toda a amostra) - microinfiltração

Para verificar a igualdade entre os seis grupos considerando-os como um todo, podemos observar a distribuição dos escores obtidos na margem oclusal comparada com a gengival na Tabela 1, originando a Figura 11.

Tabela 4 – Distribuição e frequência absoluta (n) e relativa (%) dos corpos de prova quanto à microinfiltração, segundo as margens oclusal e gengival

Graus	Oclusal		Gengival	
	n	%	n	%
0	10	8,33	29	24,17
1	83	69,17	87	72,50
2	27	22,50	4	3,33
Total	120	100	120	100

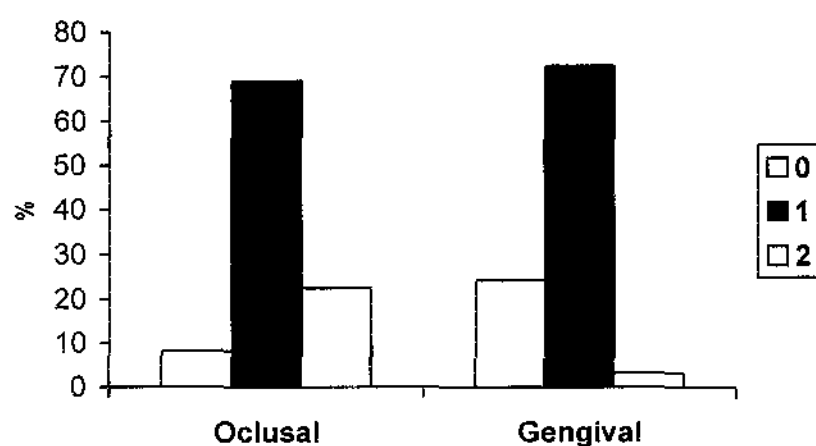


FIGURA 11 – Distribuição em porcentagem dos graus de microinfiltração para as margens oclusal e gengival para os seis grupos

A distribuição dos corpos de prova apresenta um escore mediano igual para ambas as regiões (valor = 1). O comportamento das regiões difere quanto aos escores 0 e 2. A região gengival apresenta 3,33% dos corpos de prova com microinfiltração máxima.

O teste de Friedman indica diferença estatística (estatística $Fr = 24,923$; $gl = 1$; $p = 0,001$) entre o posto médio assumido pelos escores na região oclusal (valor = 1,65) frente à região gengival (valor = 1,35), denotando assim, uma menor infiltração gengival quando os grupos são considerados como um todo.

A análise da microinfiltração foi feita por dois examinadores calibrados, nas duas faces obtidas pelo corte e considerado o de maior grau de microinfiltração nas margens oclusal e gengival de cada corpo de prova, observado nas Figuras 12, 13, 14, 15, 16 e 17.



FIGURA 12 – Microinfiltração grau 0 na margem oclusal e gengival do espécime do grupo III.



FIGURA 13 – Microinfiltração grau 1 na margem oclusal e grau 0 na gengival do espécime do grupo VI.



FIGURA 14 – Microinfiltração grau 1 na margem oclusal e gengival do espécime do grupo VI.



FIGURA 15 – Microinfiltração grau 1 na margem oclusal e grau 0 na gengival do espécime do grupo V.



FIGURA 16 – Microinfiltração grau 2 na margem oclusal e grau 1 na gengival do espécime do grupo IV.



FIGURA 17 – Microinfiltração grau 2 na margem oclusal e gengival do espécime do grupo II.

6 DISCUSSÃO

6.1 Metodologia

Tendo em vista a importância clínica da microinfiltração, desde o início do século XX várias pesquisas têm sido realizadas para verificar o vedamento na interface estrutura dental/materiais restauradores, pelos mais diversos métodos propostos para evidenciar esta microinfiltração tanto *in vitro* com *in vivo* (RETIEF et al.⁹⁷, 1988; ANDRADE et al.⁵⁻⁶, 1996 e 1997; LIMA et al.⁶², 2002).

O vedamento das margens das restaurações é um fator crítico entre os materiais restauradores. Nas restaurações classe V, o esmalte na região cervical não é suficiente para se obter uma boa adesividade de materiais adesivos; vários autores (WELSH & HEMBREE JÚNIOR¹²³, 1985; RETIEF⁹⁵, 1987; ANDRADE et al.⁵⁻⁶, 1996 e 1997) afirmaram que a microinfiltração é menor na parede oclusal quando comparada à parede gengival. A escassez de esmalte nesta região limita o embricamento mecânico das RC e a adesão química dos CIV. A forma, o tamanho da cavidade e o coeficiente de expansão térmica do material restaurador são fatores que, quando associados, corroboram para a formação de microfendas na interface dente/restauração, levando à infiltração marginal.

A preservação da margem da restauração é, portanto, uma das preocupações do cirurgião - dentista. Para que não ocorra a infiltração marginal é necessário, além de uma adesão química, que o material apresente coeficiente de expansão térmica linear semelhante ao dos tecidos

dentários. A cavidade oral está sujeita a diversas mudanças térmicas; assim, tanto o material restaurador como o dente sofrem alterações dimensionais. Quanto menor for a diferença destas mudanças entre dente e material restaurador, menor será o risco de infiltração marginal (LANG & ACHUTTI⁵⁹, 2000).

Na maioria dos trabalhos de pesquisa sobre microinfiltração utiliza-se a termociclagem que tem por objetivo simular as condições do meio bucal. Para isso variamos a temperatura dos banhos aos quais os corpos de prova serão submetidos, para simular os efeitos de ingestão de alimentos e bebidas quentes ou frios. Essa diferença de temperatura pode provocar uma variação de contração e expansão do material restaurador e dente, podendo interferir no grau de microinfiltração. Crim et al.³⁰, 1985; Crim & Garcia-Godoy²⁹, 1987, estudaram o efeito da termociclagem em diferentes temperaturas e números de ciclos e não encontraram diferenças significativas entre essas variações.

Empregamos neste estudo a termociclagem por 500 ciclos entre as temperaturas 5 ± 2 °C. e 55 ± 2 °C, com tempo de permanência de 30s em cada temperatura, como recomendado pela ISO⁴³, 1994.

Para evidenciar a microinfiltração vários métodos foram propostos. O método mais antigo e freqüente é a utilização dos corantes, que podem ser: eosina, azul de metileno, metil-violeta, hematoxilina, fucsina básica, anilina, cristal violeta, rodamina B e fluoresceína (GOING³⁷, 1972, Youngson et al.¹³⁴, 1998); entretanto, a variedade de métodos dificulta a comparação dos resultados entre os trabalhos de pesquisa (TAYLOR & LYNCH¹¹³, 1992).

O nitrato de prata tem sido utilizado por grande parte dos pesquisadores, pois proporciona uma melhor visão da microinfiltração identificando claramente o traçado, localização e a extensão da infiltração através da análise com lupa estereomicroscópica (WU et al.¹²⁹, 1983; COX²⁸,

1992, MAY JÚNIOR et al.⁶¹, 1996; YOUNGSON et al.¹³⁴, 1998; ARAUJO et al.¹², 2001).

Os dentes foram cortados em duas partes e ambas eram avaliadas recebendo o escore correspondente, sendo sempre considerado o de maior valor. Desta forma foi possível estabelecer os valores de infiltração marginal dos corpos de prova de todos os grupos.

Neste trabalho foi utilizado o laser de Nd:YAG, que é um laser de estado sólido que possui como meio ativo um cristal de YAG ($Y_2Al_5G_{12}$ — ítrio alumínio e granada), que pode emitir um comprimento de onda de 0,9um, 1,064um e 1,35um (PICK⁹², 1993), mas em odontologia utiliza-se o comprimento de onda de 1,064um.

Por possuir efeito térmico, alguns lasers de alta densidade e potência podem promover fusão e recristalização do esmalte, causando alterações em seu nível de permeabilidade e solubilidade. O mecanismo de remoção de dentina são explosões microscópicas causadas por aquecimento transitório (BERTOLOTTI¹⁷, 1992). O uso de diferentes tipos de lasers para condicionar as superfícies do esmalte foi descrito nos últimos anos, havendo uma concordância entre os diversos autores que avaliaram esta técnica no que se refere à comparação com condicionamento ácido. Após a irradiação laser, dependendo do tipo de densidade de energia empregada e o tempo de irradiação, pode haver formação de vários pontos ásperos como resultado de fusão e recristalização do esmalte (EDUARDO et al.³¹, 1995). Assim, pode atuar no processo de desmineralização do esmalte, contribuindo também para a prevenção do processo carioso (CECCHINI²⁵, 1997).

A dentina tratada com laser Nd:YAG segundo Bertolotti¹⁷, 1992, tem potencialmente a capacidade de aumentar a força de adesão dos sistemas adesivos, provavelmente pelo aumento da fração inorgânica da superfície da dentina.

Quando a luz do laser Nd:YAG incide perpendicularmente à superfície da dentina, segundo Anic et al.⁸, 1998, as crateras são bem formadas, diferente do que ocorre com outra angulação; dessa forma, os autores concluíram que o ângulo de incidência da luz laser em relação à superfície irradiada pode ser um fator decisivo da quantidade de energia absorvida e nas mudanças morfológicas induzidas pelo laser.

A dificuldade enfrentada para quem deseja pesquisar os efeitos deste laser especificamente para condicionamento de dentina, é a de se conseguir definir parâmetros, uma vez que a literatura apresenta vários valores de energia associados a diferentes frequências para esta finalidade (SARACENI¹⁰², 2002).

O tratamento da dentina com laser de Nd:YAG produz modificações morfológicas, pela fusão e recristalização da hidroxiapatita dentinária (COOPER et al.²⁷, 1988; PASHLEY et al.⁸⁴, 1992; WHITE et al.¹²⁴, 1993; WIGDOR et al.¹²⁶, 1993; WHITE et al.¹²⁵, 1994; CERNAVIN²³, 1995; VISURI et al.¹²¹, 1996; KINNEY et al.⁴⁷, 1996). Os efeitos do laser de Nd:YAG no substrato dentinário, segundo Pashley et al.⁸⁴, 1992; White et al.¹²⁵, 1993; White et al.¹²⁴, 1994; Anic et al.⁷, 1996; Adrian & Washington³, 1977, e sobre o complexo dentina polpa, ocorrem pelo aumento de temperatura durante a irradiação laser e encontram-se dependentes do remanescente dentinário, presença de irrigação e variáveis do laser: tipo, potência, pulso/tempo, densidade.

6.2 Resultados

6.2.1 Margem oclusal

Com base nos resultados obtidos, podemos observar que não houve diferença estatisticamente significativa na margem oclusal das cavidades entre os grupos (Tabela 1, Figura 9).

6.2.2 Margem gengival

Com base nos resultados obtidos, podemos observar que não houve diferença estatisticamente significativa na margem gengival das cavidades entre os grupos (Tabela 2, Figura 10).

Assim, tanto na margem oclusal como na gengival, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sugerindo que o tratamento da dentina e tratamento marginal proposto neste trabalho com o laser Nd:YAG não promoveram o vedamento marginal quando comparado com o grupo controle

O CIV representa um papel importante na preservação da estrutura dentária, seja pela sua adesão ou pelo seu coeficiente de expansão térmica linear próximo aos tecidos dentários; o CIV ainda tem uma constante e prolongada liberação de flúor (KIDD⁴⁶, 1978; CARVALHO et al.²², 1990; FORSTEN³³, 1995; MOUNT⁷³, 1999; LANG & ARCHUT⁴⁹, 2000).

Carvalho et al.²², 1990; Tenuta et al.¹¹⁵, 1997; Terada et al.¹¹⁶, 1998, mostraram, *in vitro*, que a quantidade de flúor a ser liberado pelos cimentos ionoméricos depende de uma correta espatulação. A liberação de flúor é maior nas primeiras 24 horas, tendendo a estabilizar-se após sete dias. No entanto, os CIV-RM liberam maior quantidade de flúor quando espatulados em consistência mais fluida (FORSTEN³³, 1995), e são menos sensíveis à umidade do que os CIV convencionais (CHO et al.²⁶, 1995).

Prati et al.⁹³, 1997, observaram que as restaurações em CIV-RM apresentaram menor quantidade de fraturas na interface esmalte/dentina quando comparadas com restaurações em RC; assim, os CIV garantem uma melhor qualidade marginal em esmalte e dentina de restaurações classe V do que as RC.

As modificações do CIV-RM vêm sendo tentadas, visando melhorar suas propriedades para diminuir a infiltração marginal das restaurações. No entanto, notamos que houve microinfiltração também no grupo controle que ocorreu, talvez, porque o Vitremer sendo um CIV-RM, segundo Mount⁷³, 1999, possui um grau maior de contração durante a presa.

6.2.3 Margem oclusal x margem gengival (Grupo individual)

Quando comparamos a infiltração das restaurações na margem oclusal das cavidades com a margem gengival, para cada grupo, observamos que não houve diferença estatisticamente significativa nos grupos II e III, havendo diferença estatisticamente significativa com menor infiltração marginal nas margens gengivais nos grupos I, IV, V, VI (Tabela 3).

Nos grupos II e III, foi realizado o tratamento restaurador convencional tendo como variável a aplicação do laser Nd:YAG após o pré-tratamento da dentina sem e com a fotopolimerização do primer, após a aplicação do laser.

Conforme resultado do teste de sinais de postos de Wilcoxon, apresentado na Tabela 3, comparando a parede oclusal com a gengival, observamos que não houve diferença estatisticamente significativa nos grupos II e III.

No grupo III, 30% das restaurações na margem gengival apresentaram grau 0 de microinfiltração (Tabela 2). Embora não havendo diferença estatisticamente significativa, observamos que a aplicação do laser sobre o adesivo e posterior fotopolimerização apresentou tendência de melhores resultados quanto à microinfiltração, principalmente na parede gengival.

Matos et al.⁶⁰, em 1999, realizaram o condicionamento da dentina e, em seguida, aplicaram o agente adesivo sem fotopolimerização;

aplicaram a irradiação laser Nd:YAG (0,6w, 40mJ, 15Hz) e, somente após a aplicação do laser fotopolimerizaram o adesivo: encontraram maiores valores de força de tração do que a aplicação do laser antes do sistema adesivo, enquanto que, Gonçalves et al.³⁹, 1999, usando laser de Nd:YLF após a aplicação do sistema adesivo ScotchBond Multi Purpose Plus sobre a dentina, obtiveram bons valores de resistência adesiva. Araújo et al.¹², 2001, em seu estudo: "Avaliação da microinfiltração e nanoinfiltração em restaurações de RC – influência do laser no preparo cavitário e no pré-tratamento dentinário", concluíram que a irradiação do laser de Nd:YAG, após o pré-tratamento dentinário com sistemas adesivos sem fotopolimerizá-los promoveria um melhor selamento das margens gengivais. Teixeira¹¹⁴, 1998, avaliou os efeitos de diferentes pré-tratamentos de dentina, entre eles o Nd:YLF, na resistência adesiva de CIV-RM, frente ao teste de cisalhamento, onde concluiu que os diferentes pré-tratamentos empregados propiciaram diferentes efeitos e estatisticamente significantes. O uso apenas do primer mostrou os maiores valores de resistência adesiva, e o uso do laser antes da aplicação do primer apresentou os menores resultados de resistência adesiva.

Moreira⁷¹, 2001, avaliou os efeitos da irradiação laser de Nd:YAG e do ácido poliacrílico sobre a dentina humana em restaurações de CIV, onde demonstrou que a resistência ao cisalhamento foi semelhante tanto no grupo que recebeu apenas o condicionamento com ácido poliacrílico, como no grupo que recebeu tratamento com ácido poliacrílico associado ao laser; e que as restaurações tratadas apenas com laser, tiveram uma resistência significativamente menor.

Segundo Tabela 3, houve diferença estatisticamente significativa entre as margens oclusal x gengival, com menor infiltração nas margens gengivais nos grupos I, IV, V e VI.

No grupo I foi realizado o tratamento restaurador convencional, ou seja, grupo controle. De acordo com os resultados deste grupo (Tabelas 1, 2), observamos que na margem oclusal apenas 5% das restaurações apresentaram grau 0 de microinfiltração comparadas com 25% na margem cervical, havendo um melhor selamento marginal na margem cervical, enquanto que 30% das restaurações na margem oclusal apresentaram grau 2 (maior infiltração), comparadas com 5% na margem cervical, onde observamos através desses resultados um melhor vedamento na margem cervical de restaurações com CIV-RM.

Observamos na literatura que (SIDHU & HENDERSON¹⁰⁶ 1992); (SHIDU¹⁰⁵ 1993) verificaram que o CIV-RM promove um selamento mais efetivo nas margens cervicais das restaurações, quando comparadas com restaurações de RC; Andrade et al.⁵⁻⁶, 1996 e 1997, observaram um maior grau de microinfiltração na margem gengival quando comparadas com a margem oclusal, enquanto que Ferrari & Davidson³², 1996; Abdalla & Alhadainy¹, 1997, não observaram diferenças estatisticamente significantes quanto ao grau de microinfiltração entre os materiais restauradores empregados, não encontrando também diferenças quanto às margens oclusal e gengival.

Schwartz et al.¹⁰⁴, 1990; Mason & Ferrari⁵⁸, 1994, estudaram restaurações de RC com base em CIV realizadas *in vitro* e *in vivo*. Todas foram analisadas *in vitro*. O CIV foi capaz de aderir à dentina quando usado com base *in vivo*, porém quando usado *in vitro* ele não aderiu à dentina. Este fenômeno pode ser atribuído à presença do fluido tubular na dentina vitalizada, capaz de reduzir a desidratação do CIV durante o período de presa.

Nos grupos IV e V foi realizado o tratamento restaurador convencional, tendo como variáveis aplicação do laser de Nd:YAG, após o pré-tratamento da dentina, sem e com a fotopolimerização do *primer*, mais a

aplicação do laser nas margens das restaurações antes da aplicação do glaze .

De acordo com os resultados obtidos no grupo IV (Tabelas 1 e 2), observamos que na margem oclusal apenas 10% das restaurações apresentaram grau 0 de microinfiltração, comparadas com 25% das restaurações na margem gengival, onde observamos um melhor resultado na margem gengival, enquanto que 30% das restaurações na margem oclusal apresentaram grau 2, comparadas com nenhuma restauração na margem gengival com grau 2, onde observamos uma diferença estatisticamente significativa (Tabela 3), com menor infiltração na margem gengival comparada com a oclusal neste grupo.

No grupo V, (Tabelas 1 e 2), observamos que na margem oclusal 10% das restaurações apresentaram grau 0 de microinfiltração comparadas com 30% das restaurações na margem gengival, havendo também uma menor infiltração marginal na margem gengival, enquanto que 40% das restaurações na margem oclusal apresentaram grau 2, comparadas com 5% na margem gengival com grau 2, onde também observamos uma diferença estatisticamente significativa (Tabela 3), com menor infiltração na margem gengival.

O uso do laser de Nd:YAG nos tecidos dentários promove mudanças na superfície do esmalte tais como fusão e recristalização e uma resistência à desmineralização por ácidos (MYAKI⁷⁴, 1999; L'ASTORINA et al.⁵⁰, 1999; PELINO et al.⁸⁹, 1999), porque a radiação laser promove uma mudança na forma e tamanho dos cristais de hidroxiapatita (MYERS & McDANIEL⁷⁷, 1991).

A utilização do laser Nd:YAG em tecidos duros, incluindo condicionamento de esmalte e dentina, tem sido relatadas por vários autores (MYERS & McDANIEL⁷⁷, 1991; KUTCH⁴⁸, 1993; BASSI et al.¹⁶, 1994; CERNAVIN²³, 1995; GONZÁLEZ et al.⁴⁰, 1996), concluindo que este laser

pode ser utilizado com diferentes energias, devendo ser ajustado para cada procedimento.

Navarro et al.⁸², 2000, estudando *in vitro*, o efeito do laser Nd:YAG no selamento marginal de restaurações de RC, com margem em esmalte, observaram que a aplicação deste laser promoveu um selamento marginal e diminuição da microinfiltração nas margens em esmalte das restaurações de RC. Estes autores utilizaram aplicação do laser Nd:YAG nas margens de restaurações de RC, porém, nós utilizamos em restaurações de CIV-RM e verificamos que não houve interferência do laser, porque os resultados foram semelhantes ao grupo controle. No entanto, na margem gengival, a infiltração foi menor que na oclusal.

No grupo VI foi realizado o tratamento restaurador convencional, tendo como variável somente a aplicação do laser de Nd:YAG nas margens das restaurações antes da aplicação do glaze.

De acordo com os resultados, observamos que na margem oclusal, nenhuma restauração apresentou grau 0 de microinfiltração comparada com 25% na margem gengival, ou seja, ¼ das restaurações apresentaram um completo selamento marginal na margem gengival, enquanto que 20% na margem oclusal apresentaram grau 2 e nenhuma restauração apresentou grau 2 na margem gengival; observamos através destes resultados um melhor vedamento na margem gengival que na oclusal.

Quando comparamos o grupo I (controle) com o grupo VI (Tabelas 1 e 2), observamos que na margem oclusal, 5% das restaurações apresentaram grau 0 de microinfiltração no grupo I, comparadas com nenhuma restauração na margem oclusal com grau 0 no grupo IV, enquanto que na margem gengival os resultados foram semelhantes para os dois grupos, com 25% das restaurações apresentando grau 0.

Navarro et al.⁸², 2000, estudando *in vitro* o efeito do laser Nd:YAG no selamento marginal de restaurações de RC, com margem em esmalte, observaram que a aplicação do laser de Nd:YAG nos parâmetros de 40mJ/30 Hz, 60mJ/30Hz, 80mJ/25Hz por 30s promoveu um selamento marginal e diminuição da microinfiltração nas margens em esmalte das restaurações de RC, enquanto que Kato et al.⁴⁴, 2001, estudaram as alterações promovidas pelo laser de Nd:YAG na margem e na superfície das restaurações de RC utilizaram parâmetros de tratamento de hipersensibilidade dentinária, e concluíram que o laser de Nd:YAG não promoveu grandes alterações nas margens. No entanto Thomas et al.¹¹⁷, 1996, determinaram a efetividade do laser Nd:YAG na degradação de RC, e concluíram que este laser dentro dos parâmetros utilizados degrada as propriedades mecânicas da RC.

A utilização do laser Nd:YAG nas margens das restaurações de CIV-RM (grupos IV, V e VI) não interferiu nos resultados de microinfiltração, comparados com o grupo controle. Acreditamos que, talvez a aplicação do glaze possa ter diminuído eventuais rugosidades promovidas pela ação do laser, não interferindo nos resultados de microinfiltração. Cho et al.²⁶, 1995 e Myaki et al.⁷⁵, 2001, descreveram que o uso do glaze foi capaz de diminuir a microinfiltração produzindo uma película capaz de vedar microfraturas e irregularidades, preenchendo os defeitos estruturais das superfícies.

Há vários parâmetros de laser e cada um deles tem uma característica diferente. Strefezza et al.¹¹⁰, 1999, afirmaram que a utilização do laser Nd:YAG com energia de 60 ou 100 mJ e taxa de repetição de 10 ou 15 Hz pode ser usado clinicamente sem causar danos biológicos. A exploração do potencial destes lasers levará ainda algum tempo, porém, é

quase impossível não aceitar que muitos terão aplicações valorosas (MERCER⁶⁷⁻⁸, 1996).

6.2.4 Margem oclusal x gengival (toda a amostra)

O teste de Friedman indicou que houve diferença estatisticamente significativa, denotando menor infiltração na margem gengival quando os grupos são considerados como um todo.

Talvez possamos sugerir que este resultado se deu a partir da utilização do CIV-RM escolhido para a realização desta pesquisa.

O CIV parece aderir-se à dentina através do colágeno, pois este apresenta radicais pendentes que contêm grupamento amino e carboxílicos que podem melhorar a interação adesiva, iônica e bipolar entre o CIV e dentina (McLEAN & WILSON⁶⁵⁻⁶, 1977), embora não haja evidências desta união (WILSON & McLEAN¹²⁸, 1988). Desta forma, barreiras presentes na superfície dentária, que possam inibir um íntimo contato interfacial com a formação de uma camada intermediária, devem ser removidas antes da inserção do material. Com o intuito de melhorar a adesão do CIV à dentina, muitos estudos vêm buscando um tratamento adequado da *smear layer* previamente à inserção do material e vários tratamentos dentinários têm sido preconizados.

A adesão dos CIV-RM à dentina tem um mecanismo mais complexo do que aquele envolvido com o CIV convencional (LIN et al.⁵³, 1992; McCABE⁶², 1998); assim, além da dupla adesão presente nos dois tipos de CIV, o CIV-RM pode ter sua presa acelerada se, após sua inserção na cavidade, for utilizado um aparelho de fotoativação. Porém, com adição de um monômero resinoso que facilitou sua manipulação, suas propriedades estéticas e sua resistência aos desgastes, o material perdeu, em parte, suas características de adesão química ao dente. Tentando recuperar o potencial

adesivo perdido, os fabricantes buscaram a utilização de um agente de união (monômero resinoso fotoativado sem carga) (SWIFT JUNIOR et al.¹¹¹, 1995; GLADYS et al.³⁶, 1998). Dessa forma, deve-se pincelar um adesivo (primer do Vitremer) previamente à inserção do material na cavidade que prepara a dentina, melhorando a capacidade de molhamento do ionômero, sem, contudo, promover a remoção total da *smear layer*. Devido ao ácido fraco presente em sua composição, os plugs da *smear layer* permanecem fechando a entrada dos túbulos dentinários (GLADYS et al.³⁶, 1998; LOGUÉRCIO et al.⁵⁵, 1999).

O surgimento do laser na odontologia criou uma expectativa no que diz respeito a se eliminar a microinfiltração. No entanto, apesar de muitas técnicas terem sido sugeridas, tanto no pré-tratamento dentinário como no tratamento de superfície, não houve o sucesso esperado, o que vem comprovar também nossos resultados.

Este estudo mostrou a necessidade de desenvolver outros estudos, a fim de identificar parâmetros ideais para um tratamento eficaz dos tecidos dentinários, bem como adesivos específicos e materiais restauradores a serem usados sobre as superfícies dentárias que, interagindo com o laser Nd:YAG, possam melhorar a adesão dos materiais restauradores.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia utilizada nesta pesquisa e análise dos dados obtidos foi possível concluir que não houve influência do laser Nd:YAG no pré-tratamento dentinário e selamento marginal em restaurações classe V de CIV-RM.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 ABDALLA, A.I.; ALHADAINY, H.A. Clinical evaluation of hybrid ionomer restoratives in Class V abrasion lesions: two-year results. **Quintessence Int**, Berlin, v.28, n.4, p.255-8, 1997.
- 2 ABOUSH, Y.E.Y.; JENKINS, C.B.G. An evaluation of the bonding of glass, ionomer restorative to dentine and enamel. **Br Dent J**, London, v.161, p.179-84, Sept. 1986.
- 3 ADRIAN, J.C.; WASHINGTON, M.S. Pulp effects of neodymium laser. **Oral Surg**, Copenhagen, v.44, n.2, p.301-5, Aug. 1977.
- 4 ALANI, A.H.; TOH, C.G. Detection of microleakage around dental restorations: a review. **Oper Dent**, Minominie, v.22, n.4, p.173-85, 1997.
- 5 ANDRADE, M.F. et al. Avaliação da microinfiltração marginal em cavidades de Classe V restauradas com três tipos de cimentos ionoméricos. **Odonto 2000**, Araçatuba, v.1, n.00, p.11-5, 1996.
- 6 ANDRADE, M.F. et al. Estudo "in vitro" da microinfiltração marginal em cavidades de Classe V restauradas com cimento de ionômero de vidro e resina composta. **Odonto 2000**, Araçatuba, v.1, n.1, p.32-6, 1997.

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. **Informação e documentação: referências, elaboração**, NBR 6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

- 7 ANIĆ, I. et al. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO₂ and argon lasers. **Int Endod J**, Oxford, v.29, n.1, p.13-22, Jan. 1996.
- 8 ANIĆ, I. et al. Scanning Electron microscopic study of dentin lased with argon, CO₂, and Nd:YAG laser. **J Endod**, Baltimore, v.24, n.2, p.77-81, Feb. 1998.
- 9 ANUSAVICE, K.J. Biocompatibilidade dos materiais dentários. In: _____. **Phillips: materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap.5, p.44-66.
- 10 ARAÚJO, M.A.M.; BOTTINO, M.A. Como melhor explorar os adesivos dentinários nos procedimentos restauradores. In: **Atualização na clínica odontológica: a prática na clínica geral**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. Cap.3, p.61-81.
- 11 ARAÚJO, R.M.; ARAÚJO, M.A.M.; MENDES, A.J.D. Estudo da infiltração marginal e do manchamento de dois cimentos de ionômero de vidro fotopolimerizável variando-se a técnica restauradora. **J Bras Odontol Clin**, Curitiba, v.1, n.4, p.37-43, 1997.
- 12 ARAÚJO, R.M. et al. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v.19, n.6, p.325-32, 2001.
- 13 ARCODIA, C.; COZEAN, C. Hard tissue effects using multiple wavelenght lasers. In **INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY**, 4, 1994. Singapore. **Proceedings...** Bologna: Monduzzi, 1994, p.131-5.

- 14 ASMUSSEN, E. Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. **Oper Dent**, Minominie, v.10, n.2, p.61-73, 1985.
- 15 BAHAR, A.; TAGOMORI, S. The effect of normal pulsed Nd:YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. **Caries Res**, Basel, v.28, n.6, p.460-7, Nov./Dec. 1994.
- 16 BASSI, G.; CHAWLA, S. ; PATEL, M. The Nd:YAG laser in caries removal. **Br Dent J**, London, v.177, n.7, p.248-50, Oct. 1994.
- 17 BERTOLOTTI, R.L. Conditioning of the dentin substrate. **Oper Dent**, Seattle, v.17, n.5, p.131-6, Sept./Oct. 1992.
- 18 BOTTINO, M.A., et al. Adesivos dentinários. In: _____. **Estética em reabilitação oral: metal free**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. Cap.2, p.25-65.
- 19 BRÄNNSTRÖM, M. Infection beneath composite resin restorations: can it be avoided? **Oper Dent**, Minominie, v.12, n.4, p.158-63, 1987.
- 20 BRÄNNSTRÖM, M.; JOHNSON, G. Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. **J Prosthet Dent**, Chicago, v.31, n.4, p.422-30, Apr. 1974.
- 21 BUONOCORE, M.G. A single method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**, Chicago, v.34, n.6, p.849-53, Dec. 1955.

- 22 CARVALHO, R.M. et al. Padrão de liberação de flúor de cimentos odontológicos. (1) Cimentos de ionômero de vidro e de silico-fosfato. **Rev Gaúcha Odontol**, Porto Alegre, v.38, n.5, p.346-8, set./out. 1990.
- 23 CERNAVIN, I. A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentin and enamel. **Aust Dent J**, Victoria, v.40, n.2, p.79-84, Apr.1995.
- 24 CHAIN, M.C. Cimentos de ionômeros de vidro. Revisão, atualização e aplicações para o clínico. **Rev Gaúcha Odontol**, Porto Alegre, v.38, n.5, p.351-7, set./out. 1990.
- 25 CECCHINI, R.C.M. **Estudo in vitro do efeito do laser Nd:YAG em esmalte dental: análise de fluorescência de raio-x e microscopia eletrônica de varredura**. 1997. 148f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, 1997.
- 26 CHO, E.; KOPEL, H.; WHITE, S.N. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. **Quintessence Int**, Berlin, v.26, n.5, p.351-8, 1995.
- 27 COOPER, L.F. et al. Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. **J Prosthet Dent**, Chicago, v.60, n.1, p.45-9, July 1988.
- 28 COX, C.F. Effects of adhesives resins and various dental cements on the pulp. **Oper Dent**, Minominie, Suppl. 5, p.165-76, 1992.

- 29 CRIM, G.A.; GARCIA-GODOY, F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. **J Prosthet Dent**, Chicago, v.57, n.5, p.574-6, May 1987.
- 30 CRIM, G.A.; SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W. Comparison of four thermocycling techniques. **J Prosthet Dent**, Chicago, v.53, n.1, p.50-3, Jan. 1985.
- 31 EDUARDO, C.P. et al. Scanning electron microscopy study on enamel etching with Nd:YAG laser and phosphoric acid. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v.3, n.2, p.81-5, 1995.
- 32 FERRARI, M.F; DAVIDSON, C.L. Sealing capacity of a resin – modified glass-ionomer and resin composite placed in vivo in class 5 restorations. **Oper Dent**, Minominie, v.21, p.69-72, 1996.
- 33 FORSTEN, L. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. **Acta Odont Scand**, Stockholm, n.53, p.222-5, 1995.
- 34 FRANCO, E.B.; CEFALY, D.F.G.; TAPETY, C.M.C. Restauração com cimento de ionômero de vidro modificado por resina: apresentação de caso clínico. **JBC – J Bras Clin Estética Odontol**, Curitiba, v.5, n.25, p.34-7, jan./fev. 2001.
- 35 FRASER, C.J. A study of the efficacy of dental fillings. **J Dent Res**, Chicago, v.9, p.509-17, 1929.
- 36 GLADYS, S. et al. Marginal adaptation and retention of a glass-ionomer, resin-modified glass-ionomers and a poly-acid-modifeid resin composite in cervical class – V lesions. **Dent Mater**, London, v.14, p.294-306, July 1998.

- 37 GOING, R.E. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.84, p.1349-57, June 1972.
- 38 GOING, R.E. Reducing marginal leakage: a review of materials and techniques. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.99, p.646-51, Oct. 1979.
- 39 GONÇALVES, S.E.P.; ARAÚJO, M.A.M.; DAMIÃO, A.J. Dentin bond strenght: influence of laser irradiation, acid etching and hypermineralization. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v.17, n.2, p.77-85, 1999.
- 40 GONZALEZ, C.D. et al. Potential preventive and therapeutic hard tissue applications of CO₂, Nd:YAG and Argon laser in dentistry: review. **J Dent Child**, Chicago v.63, n.3, p.196-207, May/June 1996.
- 41 GOODIS, H.E. et al. Effect of the Nd:YAG laser on dentin permeability. **J Dent Res**, Chicago, v.71, n.1, p.162, 1992. (Abstract 452)
- 42 GWINNET, A.J. Smear layer; morphological considerations. **Oper Dent**, Minominie, v.9, suppl.3, p.3-12, 1984.
- 43 INTERNATIONAL ORGANIZATION STANDARDIZATION. **Dental materials: guidance on testing of adhesion to tooth structure**. Geneve: ISO, 1994. (TR 11405).
- 44 KATO, I.T. et al. Alterações promovidas pelo laser de Nd:YAG em restaurações de resina composta. **Pesqui Odontol Bras**, v.15, Suplemento, p.31, 2001. (Anais da 18ª Reunião Anual do SBPqO, resumo, 1072)

- 45 KIDD, E.A.M. Microleakage: a review. **J Dent**, Bristol, v.4, n.5, p.199-206, Sept. 1976.
- 46 KIDD, E.A.M. Cavity sealing ability of composite and glass ionomer cement restorations. An assessment in vitro. **Br Dent J**, London, v.144, n.7, p.139-42, Mar. 1978.
- 47 KINNEY, F.H. et al. The threshold effects of Nd and Ho:YAG laser – induced surface modification on desmineralization of dentin surfaces. **J Dent Res.**, Chicago, v.75, n.6, p.1388-95, June 1996.
- 48 KUTSCH, V.K. Lasers in dentistry: comparing wavelengths **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.124, n.2, p.49-54, Feb. 1993.
- 49 LANG, A.R.; ACHUTTI, M.A.C. Cimento de iônômero de vidro: considerações para sua indicação. **Rev Dent on line**. v.1, n.1, p.1-8, set./dez. 2000. Disponível em:
<http://www.refam.br/dentisticaonline/artigo6.ntml>. Acesso em: 11 jun. 2002.
- 50 L'ASTORINA, C.; MELO, J.B.; ARAUJO, M.A.M. Estudo in vitro do efeito do laser de Nd:YAG sobre o cimento dental humano: análise por microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura. **Rev Odontol Unesp**, São Paulo, v.28, n.1, p.187-203, 1999.
- 51 LEINFELDER, K.F. Glass ionomers: current clinical developments. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.124, p.62-4, Sept. 1993.

- 52 LIMA, D.R. et al. Avaliação do selamento de restaurações com cimento de ionômero de vidro resina modificado empregando como pré tratamento o ácido poliacrílico, ácido tânico e laser de Nd:YAG. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v.5, n.2, p.29-35, maio/ago. 2002.
- 53 LIN, A.; McINTYRE, N.S.; DAVIDSON, R.D. Studies on the adhesion of glass ionomer cements to dentin. **J Dent Res**, Chicago, v.71, n.11, p. 1836-41, Nov. 1992.
- 54 LIZARELLI, R.F.Z. et al. Vaporização de tecido cariado utilizando o laser de alta densidade de energia de Nd:YAG 1064µm. **J Bras Odontol Clin**, Curitiba, v.2, n.11, p.43-6, set./out. 1998.
- 55 LOGUERCIO, A.D. et al. Avaliação clínica de um ionômero de vidro modificado por resina e de uma resina poliácido modificada em lesões cervicais: acompanhamento de três anos. Parte III – adaptação marginal e descoloração do cavo superficial. **J Bras Clin Estética Odontol**, Curitiba, v.3, n.14, p.21-9, 1999.
- 56 MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, London, v.187, n.4736, p.493-94, Aug. 1960.
- 57 MALDONADO, A.; SWARTZ, M.L.; PHILLIPS, R.W. An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.96, p.785-91, May 1978.
- 58 MASON, P.N.; FERRARI, M. In vivo evaluation of glass-ionomer cement adhesion to dentin. **Quintessence Int**, Berlin, v.25, n.7, p.499-504, 1994.

- 59 MATHIS, R.S.; FERRACANE, J.L. Properties of a glass-ionomer / resin-composite hybrid material. **Dent Mater**, London, v.5, n.5, p.355-8, Sept. 1989.
- 60 MATOS, A.B. et al. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v.17, n.4, p.165-9, Apr. 1999.
- 61 MAY JUNIOR, K.N. et al. Effect of surface sealant on microleakage of class V restorations. **Am J Dent**, San Antonio, v.9, n.3, p.133-6, Jun. 1996.
- 62 McCABE, J.F. Resin-modified glass ionomers. **Biomaterials**, Surrey, v.19, n.6, p.521-7, Mar. 1998.
- 63 McLEAN, J.W. Clinical applications of glass ionomer cements. **Oper Dent**, Minominie, v.5, p.184-90, 1992.
- 64 McLEAN, J.W.; WILSON, D.A. The clinical development of the glass ionomer cements. I. Formulations and properties. **Aust Dent J**, Victoria, v.22, n.1, p.31-6, Feb. 1977.
- 65 McLEAN, J.W.; WILSON, D.A. The clinical development of the glass ionomer cements. II. Some clinical applications. **Aust Dent J**, Victoria, v.22, n.2, p.120-7, Apr. 1977.
- 66 McLEAN, J.W.; NICHOLSON, J.W.; WILSON, A.D. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. **Quintessence Int**, Berlin, v.25, n.9, p.587-9, Sept. 1994.

- 67 **MERCER, C.** Laser in dentistry: a review. Part 1: **Dent Update**, London, v.23, n.2, p.74-80, Mar. 1996.
- 68 **MERCER, C.** Laser in dentistry: a review. Part 2: diagnosis, treatment and research. **Dent Update**, London, v.23, n.3, p.120-5, Apr. 1996.
- 69 **MERYON, S.D.; TOBIAS, R.S.; JAKEMAN, K.J.** Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro. **J Prosthet Dent**, Chicago, v.57, n.2, p.174-179, Feb. 1987.
- 70 **MITRA, S.B.** Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. **J Dent Res**, Chicago, v.70, n.1, p.72-4, Jan. 1991.
- 71 **MOREIRA, A.A.** **Avaliação da adesão do cimento de ionômero de vidro à dentina irradiada com laser de Nd:YAG.** 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Laseres em Odontologia) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo. Disponível em: <http://www.usp.br/fo/lelo/teses/mestrado/moreiraaa.htm>. Acesso em: 15 jun. 2002
- 72 **MOUNT, G.J.** Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment. **Oper Dent**, Minominie, v.16, n.4, p.141-8, July/Aug.1991.
- 73 **MOUNT, G.J.** Glass-ionomer: a review of their current status. **Oper Dent**, Minominie, v.24, n.2, p.115-24, May/June 1999.

- 74 MYAKI, S.I. **Estudo dos efeitos da irradiação laser de Nd:YAG sobre a dentina de dentes decíduos, empregando o microscópio eletrônico de varredura.** 1999. 108f. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de concentração: Odontopediatria). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.
- 75 MYAKI, S.I.; CUNHA, H.A.; BALDUCCI, I. Influência do selante de superfície na microinfiltração de dentes decíduos restaurados com cimento de ionômero de vidro modificado por resina. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v.8, n.4, p.329-33, out./dez. 2001.
- 76 MYAKI, S.I. et al. Ação do laser Nd:YAG sobre a superfície oclusal de pré molares humanos. In: REUNIÃO ANUAL SOCIEDADE BRASILEIRA PESQUISA ODONTOLÓGICA, 12, 1995, Águas de São Pedro. **Anais...** São Paulo: SBPqO, 1995. p.14.
- 77 MYERS, T.D.; McDANIEL, J.D. The pulsed Nd:YAG dental laser: review of clinical applications. **J Calif Dent Assoc**, San Francisco, v.19, n.11, p.25-30, Nov. 1991.
- 78 MYERS, T.D.; MYERS, W.D. The use of a laser for debridement of incipient caries. **J Prosthet Dent**, Chicago, v.53, n.6, p.776-9, June 1985.
- 79 NAGAMINE, M. et al. Effect of resin-modified glass-ionomer cements on secondary caries. **Am J Dent**, San Antonio, v.10, n.4, p.173-8, Aug. 1997.
-

- 80 NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E., The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J Biomed Mater Res**, New York, v.16, n.3, p.265-73, May 1982.
- 81 NAKABAYASHI, N.; NAKAMURA, M.; YASUDA, N., Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. **J Esthet Dent**, Philadelphia, v.3, n.4, p.133-8, July/Aug. 1991.
- 82 NAVARRO, R.S. et al. Nd:YAG laser effects on the microleakage of composite resin restorations. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v.18, n.2, p.75-9, 2000.
- 83 PASHLEY, D.H. Clinical considerations of microleakage. **J Endod**, Baltimore, v.16, n.2, p.70-7, Feb. 1990.
- 84 PASHLEY, D.H. Smear layer: overview of structure and function. **Proc Finn Dent Soc**, Helsinki, v.88, Suppl.1, p.215-24, 1992.
- 85 PASHLEY, D.H.; HORNER, J.A.; BREWER, P.D. Interactions of conditioners on the dentin surface. **Oper Dent**, Minominie, Suppl.5, p.137-50, 1992.
- 86 PASHLEY, E.L. et al. Effects of CO₂ laser energy on dentin permeability. **J Endod**, Baltimore, v.18, n.6, p.257-62, June 1992.
- 87 PASHLEY, D.H. et al. Permeability of dentin to adhesive agents. **Quintessence Int**, Berlin, v.24, n.9, p.618-31, 1993.

- 88 PÉCORA, J.D.; BRUGNERA JUNIOR, A. Breve histórico do laser. São Paulo: USP, Programa de Incentivo à Produção de Material Didático do SIAE. FORP – USP. 1999. (Webmaster da Pró.-Reitoria de Graduação e Pós-Graduação da Universidade de São Paulo). Disponível em: <http://www.forp.usp.br/restauradora/laser/historia.html>. Acesso em: 09 jun. 2002.
- 89 PELINO, J.E.P. et al. In vitro study of the Nd:YAG laser effect on human dental enamel: optical and scanning electron microscope analysis. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v.17, n.4, p.171-7, 1999.
- 90 PERDIGÃO, J. et al. *In vitro* bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. **J Dent Res**, Chicago, v.73, n.1, p.44-55, Jan. 1994.
- 91 PEREIRA, J.C. et al. Efeito do condicionamento da dentina sobre a retenção do cimento ionomérico em restaurações mistas. **Rev Bras Odontol**, Rio de Janeiro, v.49, n.1, p.11-4, jan./fev. 1992.
- 92 PICK, R.M. Using lasers in clinical dental practice. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.124, n.2, p.37-47, Feb. 1993.
- 93 PRATI, C. et al. Marginal morphology of class V composite restorations. **Am J Dent**, San Antonio, v.10, n.5, p.231-6, Oct. 1997.
- 94 PRODGER, T.E.; SYMONDS, M. Aspa adhesion study. **Br Dent J**, London, v.143, p.266-71, Oct. 1977.
- 95 RETIEF, D.H. Are adhesive techniques sufficient to prevent microleakage? **Oper Dent**, Minominie, v.12, n.4, p.140-5, 1987.

- 96 RETIEF, D.H. Do adhesives prevent microleakeage? *Int Dent J*, London, v.44, n.1, p.19-26, 1994.
- 97 RETIEF, D.H. et al. In vitro investigation an evaluation of dentin bonding agents. *Am J Dent*, San Antonio, v.1, sp. iss., p.176-83, Sept. 1988.
- 98 SÁ, D.N.; GABRIELLI, F. Estudo da infiltração marginal em restaurações com amálgama. Efeito de liga, verniz e brunidura. *Rev Fac Farm Odontol Rib Preto*, Ribeirão Preto, v.16, n.1, p.53-62, jan./jun. 1979.
- 99 SALAMA, F.S. Effect of laser pretreated enamel and dentin of primary teeth on microleakage of different restorative materials. *J Clin Pediatr Dent*, Birmingham, v.22, n.4, p.285-91, 1998.
- 100 SANO, H. et al. Nanoleakege: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent*, Minominie, v.20, n.1, p.18-25, 1995.
- 101 SANTUCCI, P.J. Dycal versus Nd:YAG laser and vitrebond for direct pulp capping in permanent teeth. *J Clin Laser Med Surg*, New York, v.17, n.2, p.69-75, 1999.
- 102 SARACENI, C.H.C. **Avaliação da resistência à tração de dois sistemas adesivos em superfícies dentinárias que receberam diferentes tipos de tratamento.** Estudo morfológico ultra estrutural. 2002. 153f. Dissertação (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

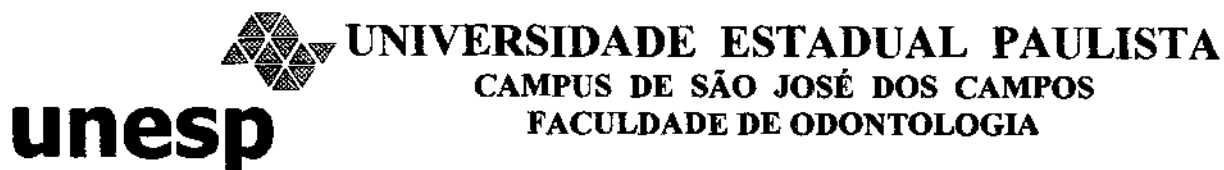
- 103 SCHALLER, H.G.; WEIHING, T.; STRUB, J.R. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.24, n.4, p.274-81, Apr. 1997.
- 104 SCHWARTZ, J.L.; ANDERSON, M.H.; PELLEU JUNIOR., G.B. Reducing microleakage with the glass ionomer/resin sandwich technique. **Oper Dent**, Minominie, v.15, n.5, p.186-92, 1990.
- 105 SIDHU, S.K. A comparative analysis of techniques restoring cervical lesions. **Quintessence Int**, Berlin, v.24, n.8, p.553-9, Aug. 1993.
- 106 SHIDU, S.K.; HENDERSON, L.J. Dentin adhesives and microleakage in cervical resin composites. **Am J Dent**, San Antonio, v.5, n.5, p.240-5, Oct. 1992.
- 107 SMITH, D.C. Composition and characteristics of glass ionomer cements. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.120, p.20-2, Jan. 1990.
- 108 SOGNAES, R.F.; STERN, R.H. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. **J South Calif State Dent Assoc**, Los Angeles, v.33, n.8, p.328-9, Aug. 1965.
- 109 STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser beam effect on dental hard tissues. **J Dent Res**, Chicago, v.43, n.5, p.873, Sept./Oct. 1964 (Abstract 307).
- 110 STREFEZZA, C. et al. Efeitos térmicos da irradiação intracanal do laser de Nd:YAG. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 16, 1999, Águas de São Pedro. **Anais...** São Paulo: SBPqO, 1999. p.17.

- 111 SWIFT JUNIOR, E.J.; PAWLUS, M.A.; VARGAS, M.A. Shear bond strengths of resin modified glass-ionomer restorative materials. **Oper Dent**, Minominie, v.20, n.4, p.138-43, July/Aug. 1995.
- 112 SWIFT JUNIOR, E.J.; PERDIGÃO, J.; HEYMANN, H.O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. **Quintessence Int**, Berlin, v.26, n.2, p.95-110, Fev. 1995.
- 113 TAYLOR, M.J.; LYNCH, E. Microleakage. **J Dent**, Bristol, v.20, n.1, p.3-10, 1992.
- 114 TEIXEIRA, S.C. **Efeito do pré-tratamento da dentina bovina na resistência ao cisalhamento de um cimento de ionômero de vidro resina modificado**. 1998. 162f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 1998.
- 115 TENUTA, L.M.A. et al. Liberação de flúor de quatro cimentos de ionômero de vidro restauradores. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.11, n.4, p.249-53, out./dez. 1997.
- 116 TERADA, R.S.S. et al. Avaliação in vitro da liberação de flúor de cimentos de ionômero de vidro e outros materiais que contêm flúor. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.12, n.1, p.81-9, jan./mar. 1998.
- 117 THOMAS, B.W.; HOOK, C.R.; DRAUGHN, R.A. Laser aided degradation of composite resin. **Angle Orthod**, New York, v.66, n.4, p.281-6, 1996.

- 118 **3M. Ionômero de vidro de ativação tripla: perfil técnico do produto.** Campinas: 3M, 1994. (3M Vitremer).
- 119 **UNO, S.; FINGER, W.J.; FRITZ, V.** Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. **Dent Mater**, London, v.12, n.1, p.64-9, Jan. 1996.
- 120 **VERLANGIERI, E.J. Estudo do efeito do laser Nd:YAG e Er:YAG sobre o esmalte dental humano através de microscopia eletrônica de varredura.** 2001. Dissertação (Mestrado Profissionalizante Lasers em Odontologia) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo. Disponível em:
http://www.usp.br/fo/lelo/teses/mestrado/eleonora_jaeger_verlangieri.htm. Acesso em: 15 jun. 2002
- 121 **VISURI, S.R. et al.** Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. **J Dent Res**, Chicago, v.75, n.1, p.599-605, Jan. 1996.
- 122 **WALTER, L.R.F.; HOKAMA, H.** Um novo aparelho de perfuração destinado ao estudo dos materiais odontológicos. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, São Paulo, v.30, p.77-8, 1976.
- 123 **WELSH, E.L.; HEMBRE JUNIOR, J.** Microleakage at the gingival wall with four class V anterior restorative materials. **J Prosthet Dent**, Chicago, v.54, n.3, p.370-72, Sept. 1985.
- 124 **WHITE, J.M.; FAGAN, M.C.; GOODIS, H.E.** Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. **J Periodontol**, Chicago, v.65, n.3, p.255-9, Mar. 1994.

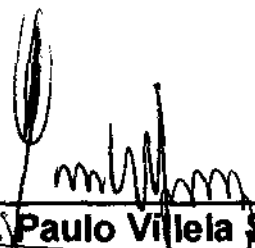
- 125 WHITE, J.M. et al. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.124, p.45-51, July 1993.
- 126 WIGDOR, H. et al. The effect of lasers on dental hard tissues. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.124, n.2, p.65-70, Feb. 1993.
- 127 WILSON, A.D.; KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry. **Br Dent J**, London, v.132, n.4, p.133-5, Feb. 1972.
- 128 WILSON, A.D.; McLEAN, J.W. Adhesion. In: _____. **Glass-ionomer cement**. Chicago: Quintessence, 1988. Cap.6, p.82-106.
- 129 WU, W. et al. Detecting margin leakage of dental composite restorations. **J Biomed Mater Res**, New York, v.17, n.1, p.37-48, 1983.
- 130 YAMAMOTO, H.; OOYA, K. Potential Of yttrium-aluminum-garnet laser in caries prevention. **J Oral Pathol**, Copenhagen, v.3, n.1, p.7-15, Jan./Feb. 1974.
- 131 YAMAMOTO,H.; SATO, K. Prevention of dental caries by acousto optically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. **J Dent Res**, Chicago, v.59, n.2, p.137, Feb. 1980.
- 132 YAMAMOTO, H.; SATO, K. Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. **J Dent Res**, Chicago, v.59, sp. iss. D, part II, p.2171-7, Dec. 1980.

- 133 YAP, A.U.J.; ANG, H.Q.; CHONG, K.C. Influence of finishing time on marginal sealing ability of new generation composite bonding systems. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.25, n.11, p.871-6, Nov. 1998.
- 134 YOUNGSON, C.C. et al. In vitro dentinal penetration by tracers used in microleakage studies. **Int Endod J**, Oxford, v.31, n.2, p.90-9, 1998.
- 135 YU, X.Y. et al. The influence of finishing technique on microleakage. **J Esthet Dent**, Philadelphia, v.2, n.5, p.142-4, Sept./Oct. 1990.
- 136 YU, X.Y. et al. Adhesion to dentin. **J Calif Dent Assoc**, v.21, n.6, p.23-9, June 1993.
- 137 ZANDONA, A.G.F. et al. Detection of occlusal desmineralization with laser fluorescence. **J Dent Res**, Chicago, v.76, n.1, p.254, 1997 (Abstract 1928)
- 138 ZECELL, D.M. **Workshop: utilização clínica do laser**. São Paulo: USP, Fundação do Desenvolvimento Científico e Tecnológico da Odontologia, 2000. (Apostila).

ANEXO A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa**CERTIFICADO**

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **058/2001-PH/CEP**, sobre **“Efeito do Laser Nd:YAG no pré-tratamento dentinário e selamento marginal em restaurações de cimento de ionômero de vidro resina modificado”**, sob a responsabilidade de Dimas Renó de Lima, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 08 de outubro de 2001.



Prof. Adj. Paulo Villela Santos Júnior
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

Apêndice A – Dados obtidos de microinfiltração: na margem oclusal e gengival

Tabela 5 – Dados obtidos de microinfiltração (em escore) na margem oclusal, segundo os grupos

Amostra	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6
1	1	1	1	0	1	2
2	2	1	0	2	1	1
3	2	2	1	1	2	1
4	2	1	1	2	1	2
5	2	1	1	1	0	1
6	1	1	1	1	1	1
7	1	2	1	1	1	1
8	1	1	1	0	1	1
9	1	1	1	1	2	1
10	1	1	0	1	2	1
11	0	1	2	1	1	1
12	1	0	1	2	2	2
13	2	1	1	1	1	1
14	1	1	0	2	2	2
15	1	1	1	1	1	1
16	1	1	1	1	2	1
17	1	1	1	2	2	1
18	2	1	1	2	2	1
19	1	0	1	1	0	1
20	1	1	1	1	1	1

Tabela 6 – Dados obtidos de microinfiltração (em escore) na margem gengival segundo os grupos.

Amostra	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6
1	1	0	1	0	0	0
2	1	1	0	0	1	1
3	1	2	0	1	1	1
4	1	2	0	1	1	1
5	1	1	1	1	1	1
6	2	1	1	0	1	1
7	1	1	0	1	1	1
8	1	1	0	0	0	1
9	1	1	0	0	1	0
10	1	1	1	1	2	0
11	1	1	1	1	1	0
12	0	1	1	1	1	1
13	0	1	1	1	1	1
14	1	0	1	1	0	1
15	0	1	1	1	1	1
16	0	1	1	1	1	1
17	1	1	1	1	1	0
18	0	1	1	1	0	1
19	1	1	1	1	0	1
20	1	1	1	1	0	1

LIMA, D.R. The effect of the Nd:YAG laser on dentin pretreatment and marginal sealing of resin-modified glass ionomer cement restorations. 2003. 127f. Thesis (Doctorate in Restorative Dentistry) – São José dos Campos School of Dentistry, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.

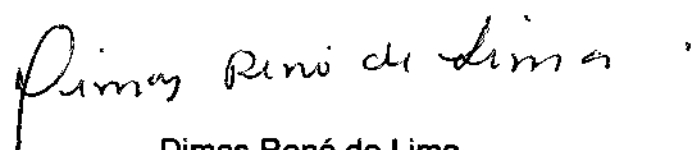
ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the marginal sealing of resin modified glass ionomer cement restorations after the application of the Nd:YAG laser on the primer, light cured or not, and on the margins of the restoration using the microleakage test. 120 class V restorations on the vestibular and lingual surfaces of each tooth were performed, divided into six groups in which the effects of the Nd:YAG laser on the dentin and on the margins of the restoration were observed. The specimens were thermocycled at 5°C and 55°C, $\pm 2^\circ\text{C}$, and immersed in 50% silver nitrate solution. A cut in the center of the restoration in the vestibular-lingual direction to determine the degree of microleakage in the occlusal and gingival margins of each specimen was performed. The statistical methods Kruskal-Wallis, non-parametric, and the Wilcoxon's Paired Signed Rank Test were used at 5% significance level. The methodology used to evaluate the marginal leakage made it possible to conclude that: all groups presented similar microleakage results for the occlusal and gingival margins and were not statistically different between them; when the degrees of microleakage were compared between the occlusal and gingival margins it was observed that groups II and III did not present significant statistical difference, while groups I, IV, V and VI presented significant statistical differences; when the occlusal margin was compared to the gingival, a smaller gingival marginal leakage was observed.

KEY-WORDS: Dental leakage; adhesion; glass ionomer cement, adhesion; Nd:YAG laser.

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho.

São José dos Campos, 05 de março de 2003.

A handwritten signature in black ink, reading "Dimas Renó de Lima". The signature is written in a cursive, flowing style with a large initial 'D'.

Dimas Renó de Lima