

**ANDRÉ LUIZ CERVANTES JORGE**

**AVALIAÇÃO DO SELAMENTO MARGINAL EM RESTAURAÇÕES DE  
RESINA COMPOSTA EXECUTADAS EM DENTES BOVINOS, VARIANDO OS  
MÉTODOS DE PREPAROS CAVITÁRIOS E OS MEIOS DE  
FOTOPOLIMERIZAÇÃO.**

**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,  
Especialidade em Dentística.**

**ANDRÉ LUIZ CERVANTES JORGE**

**AVALIAÇÃO DO SELAMENTO MARGINAL EM RESTAURAÇÕES DE  
RESINA COMPOSTA EXECUTADAS EM DENTES BOVINOS, VARIANDO OS  
MÉTODOS DE PREPAROS CAVITÁRIOS E OS MEIOS DE  
FOTOPOLIMERIZAÇÃO.**

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 do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Dentística.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Tit. Maria Amélia Máximo de Araújo

São José dos Campos

2007

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A. B. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2006.

Jorge, A.L.C.

Avaliação do selamento marginal em restaurações de resina composta executadas em dentes bovinos, variando os métodos de preparos cavitários e os meios de fotopolimerização / André Luiz Cervantes Jorge; orientadora Maria Amélia Maximo de Araújo. \_ São José dos Campos, 2007.  
178p. IL.

Tese (Doutorado em Dentística, Área de concentração em Odontologia Restauradora) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2007.

1. Odontologia restauradora – 2. Resinas compostas – 3. Laser – 4. Fotopolimerização.

BLACK D 22

### Autorização

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos,        /        /

Assinatura:

E-mail: andrecervantesbrsp@yahoo.com.br

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Jorge, A.L.C.

Avaliação do selamento marginal em restaurações de resina composta executadas em dentes bovinos, variando os métodos de preparos cavitários e os meios de fotopolimerização. [Tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2007.

São José dos Campos.

### Banca examinadora

1)Prof.(a).Dr.(a) \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_Assinatura

2)Prof.(a).Dr.(a): \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_Assinatura

3)Prof.(a).Dr.(a) \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_Assinatura

4)Prof.(a).Dr.(a) \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_Assinatura

5)Prof.(a).Dr.(a) \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_Assinatura

*“Pelo que sinto prazer nas fraquezas,  
nas injúrias, nas necessidades, nas  
perseguições, nas angústias, por  
amor de Cristo, **porque quando sou  
fraco é que sou forte**” II Coríntios  
12:10.*

*“Nada é tão emocionante quanto  
fazer algo que você não tinha  
idéia de que podia fazer”  
**Marjorie Holmes***

## DEDICATÓRIA

*A **DEUS** que tem me constituído a cada dia uma pessoa melhor, um filho melhor, um profissional melhor, um ser humano melhor.*

*Agradeço por todas as vezes que errei, (e não foram poucas) e o Senhor em sua eterna e infinita misericórdia me abraçou.*

*Por tudo aquilo que tens me dado, ao Seu tempo, e que tem enchido minha vida de alegria.*

*Sempre a Ti eu vou clamar, pois aprendi que tudo vem de Ti e tudo está em Ti.*

*Aprendi que Tu és a direção, como um sol a me guiar.*

*Sei que tudo pode passar, mas sei que seu amor, JAMAIS me deixará.*

*Aprendi também que sempre há de existir, um novo amanhã perfeito e agradável preparado pra mim.*

*Obrigado por tudo!*

*A Ti todo o louvor, a honra, a glória e adoração, SEMPRE.*

## ***Aos meus pais: Ismael e Ester***

*Não sei se vocês sabem, mas hoje já tenho plena consciência da importância de vocês em minha vida e de tudo o que vocês já fizeram pra que eu chegasse até aqui!*

*Não é apenas por estar concluindo mais uma etapa de minha carreira, mas por reconhecer um amor incondicional que nos une e que torna minha vida feliz e infinitamente mais fácil.*

*Quero ter o privilégio de estar sempre ao lado de vocês e peço a Deus que os mantenham ao meu lado por muitos anos.*

*Até hoje conquistei ABSOLUTAMENTE tudo que sonhei, e isso foi possível também porque vocês sempre acreditaram nos meus sonhos, às vezes, mais do que eu mesmo.*

*A cada dia sinto mais o amor que sentem por mim e percebo cada gesto de carinho, de cuidado, a cada telefonema ou oportunidade de almoçarmos ou jantarmos juntos e isso faz minha história de vida cada vez mais feliz !*

*Quero a cada dia retribuir tudo isso !!*

***Papai e Mamãe, Amo vocês!***

*Aos meus irmãos: **Antônio Carlos e Luiz Fernando** por a cada dia estarmos convivendo de uma maneira mais bacana, mesmo em meio a tantas diferenças.*

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL:**

### ***À Professora Titular Maria Amélia Maximo de Araújo:***

*Muita dificuldade em escrever o que quero! Entretanto, sei o que sinto. A gratidão imensa, por tudo aquilo que faz por mim há tantos anos. Um dos mais importantes instrumentos de Deus para abençoar minha vida sem o qual, jamais teria a chance de chegar até aqui.*

*Agradeço as vezes que me salvou em meio a verdadeiros leões famintos ou por todas as vezes que sentou ao meu lado para decidirmos todos os caminhos. Obrigado também por todos os momentos que ao invés de exortar-me, me olhou com carinho e paciência ensinando-me como eu deveria seguir. Às vezes você falava coisas pra mim e ao mesmo tempo em que prestava atenção, pensava: “Como essa mulher é genial !”. Depois de tudo isso só tenho a dizer que meu amor e admiração se tornaram incondicionais! Dizer apenas obrigado me constrange. Sob sua orientação, tudo sempre foi mais fácil...*

*Deus abençoe sua vida!*

*Espero continuar merecendo sua confiança e me orgulho pela sorte de ter você ao meu lado nessa caminhada!*

*Você como já disse, é um presente muito precioso!*

## **AGRADECIMENTOS:**

- *Ao meu amigo **C.D. Adriano Marcus Urizzi Teixeira** por me oferecer sua casa pra que eu pudesse me hospedar durante a realização desse curso.*
- *À grande amiga e **Prof.<sup>a</sup> Áurea M. Shinto**, por todo o seu amor e amizade mesmo quando optei em ficar mais longe. Meu agradecimento sincero.*
- *A minha querida secretária **Beatriz Delfino**, por todo o seu cuidado para tornar minha vida infinitamente mais prática.*
- *À **Estevan Hernandes e Sonia Hernandes**. Suas palavras e exemplos de vida por amor a Jesus Cristo CONTINUAM me dando forças para continuar. Vou participar dessa Fundação e continuar recolocando queridos irmãos de volta à sociedade. Meu amor por vocês depois dos últimos acontecimentos se tornou incondicional. Só quem é cheio do amor de Deus continuaria essa obra depois de tantos constrangimentos! Obrigado!*
- *Ao meu grande amigo **Mestre José T. Tannous** por todas as nossas conversas durante o curso, mesmo que por MSN. Muitas vezes estava entediado e você me estimulou a continuar, com muito bom humor. Obrigado.*
- *Ao meu **Prof. Dr. João Candido de Carvalho**, amigo, ainda presente, mesmo quando ausente. Sua postura sempre humana me faz acreditar ser um cara de sorte por merecer sua amizade. Que Deus continue te levantando , te estabelecendo e te renovando a cada dia*
- *A minha irmã **Joice Albanez**, amiga “dessa e de outras”. Mesmo com minha ou sua ausência às vezes, nós temos a certeza que nos amamos muito e sempre estaremos lá pelo outro.*

- Ao **Prof. Dr. José Roberto Rodrigues** pelo carinho, paciência e por estimular seus alunos a aprenderem todos os dias. Sua presença na minha formação acadêmica foi e espero que continue sendo de grande importância.
- Ao MEU IRMAO MAIS VELHO: **Júlio César Moreno**. Deus, em sua sabedoria, depois de tanto sofrer, me deu um novo irmão da mesma idade que o que eu não tive. Além disso, devolveu o meu original consertado (risos). Obrigado por tudo que já agregou em minha vida, quer seja intelectualmente, materialmente, ou com seu amor, seu carinho, e sua preocupação.
- Ao meu amigo **Arquiteto Leandro Alves** por ser alguém que sempre levanta meu astral. Jamais o abandonarei! Meu irmão em Cristo!
- A psicóloga **Sandra dos Santos** por ter me feito sangrar tantas vezes que precisava e por sempre acreditar em tudo o que sou!
- Ao velho amigo e irmão **Stevan F. Lekitsh**, por sempre estar presente mesmo quando ausente. Você e sua família são muito importantes para mim. Deus te abençoe e espero continuar merecendo sua amizade.
- A secretaria da Pro-Reitoria de Extensão da UNESP **Vera Joana**, por sempre ser tão prestativa durante todo o curso.
- Aos meus **pacientes** desde a época da graduação que tanto colaboram e estimulam a me desenvolver para oferecer uma odontologia de excelência. Gosto muito do que faço e vocês são co-responsáveis por isso. Meu agradecimento sincero pela confiança e paciência, muitas vezes em que não pude estar presente.

- *A todos os **professores** que desde a minha infância tentam transmitir um pouco dos seus conhecimentos a mim... Sem vocês eu não estaria aqui... Sem exceção, todos foram importantes para o meu desenvolvimento intelectual. “**O professor nunca sabe o quanto ele influencia na vida do seu aluno**” - Mictch Albon.*

## **OUTROS AGRADECIMENTOS**

- *À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos da UNESP, na pessoa do diretor, **Prof. Dr. Paulo Vilella Santos Júnior**, pela minha aceitação como aluno de Pós-Graduação dessa unidade e pelo incentivo durante todo desenvolvimento do curso.*
- *Ao Coordenador de Pós Graduação, **Prof. Adj. Clóvis Pagani**, por todos os esclarecimentos necessários desde o início do curso.*
- *A **CAPES** pelo auxílio financeiro prestado durante o curso, para que eu pudesse me manter em São José dos Campos.*
- *Às funcionárias da secretaria de Pós Graduação, **Rosemary, Erena e Maria Aparecida** pela paciência e pelos constantes esclarecimentos durante todo o curso.*
- *Ao **Professor Ivan Balducci**, pela paciência e colaboração na análise estatística dos dados deste trabalho.*
- *Ao **Prof. Dr. Carlos Rocha Gomes Torres** pelos constantes auxílios durante a execução desse trabalho. Obrigado pela paciência e pela amizade.*
- *A todos os meus amigos do curso de Pós Graduação, pelos constantes incentivos e ensinamentos. Espero ter contribuído também com algo.*
- *A todos os professores do Departamento de Odontologia Restauradora.*
- *Aos funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora, em especial a **Michelle e Rosângela** por todos os incansáveis auxílios prestados para que este trabalho pudesse ser realizado.*
- *As funcionárias do Serviço de Documentação e Biblioteca, representada pela **Sra. Ângela de B. Bellini**, que tanto auxiliam para que as pesquisas sejam mais completas e simplificadas.*

- *A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos da UNESP por terem de alguma forma auxiliado na tarefa de me tornar um profissional melhor. São quase doze anos de auxílio sem cessar.*
- *E a todos os meus amigos ou pessoas que direta ou indiretamente colaboraram com a execução desse trabalho*

## SUMÁRIO

|                                                         |     |
|---------------------------------------------------------|-----|
| LISTA DE FIGURAS.....                                   | 15  |
| LISTA DE ABREVIATURAS SIGLAS E SÍMBOLOS.....            | 16  |
| LISTA DE QUADROS E TABELAS.....                         | 17  |
| RESUMO.....                                             | 18  |
| 1 INTRODUÇÃO.....                                       | 19  |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA.....                            | 26  |
| 2.1 Laser de Er:YAG.....                                | 27  |
| 2.2 Mudança de intensidade de luz.....                  | 48  |
| 2.3 Variação da distância da fonte polimerizadora.....  | 75  |
| 2.4 Aparelhos fotopolimerizadores de Diodos – LEDs..... | 85  |
| 2.5 Fator de configuração ou fator C.....               | 100 |
| 3 PROPOSIÇÃO.....                                       | 106 |
| 4 MATERIAL E MÉTODO.....                                | 107 |
| 4.1 Material.....                                       | 107 |
| 4.1.1 Preparo inicial das amostras.....                 | 107 |
| 4.1.2 Preparos cavitários.....                          | 109 |
| 4.1.3 Procedimento restaurador.....                     | 112 |
| 4.1.4 Termociclagem.....                                | 116 |
| 4.1.5 Teste de Microinfiltração .....                   | 117 |
| 4.1.6 Secção das amostras.....                          | 119 |
| 4.2 Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV.....      | 123 |
| 4.3 Método Estatístico.....                             | 124 |
| 5 RESULTADOS.....                                       | 125 |
| 6 DISCUSSÃO.....                                        | 136 |
| 7 CONCLUSÕES.....                                       | 152 |
| 8 REFERÊNCIAS.....                                      | 153 |
| ABSTRACT.....                                           | 169 |

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                 |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| FIGURA 1- Dentes incluídos em matriz de silicona.....                                                           | 108 |
| FIGURA 2-a)Preparo tipo “pires” realizado com brocas.....                                                       | 109 |
| b) Preparo tipo “pires” realizado com laser de Er:YAG                                                           | 109 |
| FIGURA 3- Aparelho de Laser de Érbio:YAG – Kavo Key III.....                                                    | 111 |
| FIGURA 4- Dispositivo usado para regular a distância.....                                                       | 115 |
| FIGURA 5- Máquina de termociclagem.....                                                                         | 117 |
| FIGURA 6- Delimitação dos dentes com esmalte para unhas.....                                                    | 118 |
| FIGURA 7- Equipamento usado para seccionar os dentes.....                                                       | 120 |
| FIGURA 8-Esteromicroscópio Stemi/2000C – Zeiss.....                                                             | 121 |
| FIGURA 9- Delineamento experimental da pesquisa.....                                                            | 122 |
| FIGURA 10-Gráfico das médias entre os quatro grupos estudados                                                   | 128 |
| FIGURA 11-Gráfico da interação dos 2 tipos de fotopolimerização                                                 | 129 |
| FIGURA 12- Gráfico da interação entre os preparos cavitários.....                                               | 130 |
| FIGURA.13-Gráfico relativo a interação fotopolimerização e<br>preparo cavitário após o teste de Tukey (5%)..... | 132 |
| FIGURA 14- Exemplos de microinfiltrações.....                                                                   | 133 |
| FIGURA 15-Imagens em MEV das fendas encontradas.....                                                            | 134 |

## LISTA DE ABREVIATURAS , SIGLAS E SÍMBOLOS

FOSJC = Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

ABNT = Associação Brasileira de Normas Técnicas

cm<sup>2</sup> = centímetro quadrado

CIV = cimento de ionômero de vidro

EDTA = ácido etil-diamino-tetracético

FTIR = Fourier Transform Infrared

J = Joule

mm<sup>2</sup> = milímetro quadrado

mJ = mili Joule

mW = mili Watt

μm = micrômetro

mPa = mega Pascal

nm = Nanômetros

ns= Nanosegundos

N = Newton

s = segundo

min = minutos

UV = Ultra Violeta

°C = Grau Celsius

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

|                                                                                                                                       |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Quadro 1- Materiais usados na pesquisa.....                                                                                           | 113 |
| Quadro 2- Aparelhos usados para as fotopolimerizações.....                                                                            | 116 |
| Tabela 1- Resultados (p-valor) da ANOVA, referente aos dados de<br>microinfiltração marginal.....                                     | 126 |
| Tabela 2- Médias e desvio padrão entre as variáveis do estudo em<br>ordem crescente de valores quando analisadas<br>isoladamente..... | 127 |
| Tabela 3 – Médias de microinfiltração marginal e desvios padrões<br>para cada uma das condições experimentais.....                    | 127 |
| Tabela 4 – Conjuntos com o mesmo desempenho.....                                                                                      | 131 |

Jorge, A.L.C - **Avaliação do selamento marginal em restaurações de resina composta executadas em dentes bovinos variando os métodos de preparos cavitários e os meios de fotopolimerização.** [Tese] Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2007.

## RESUMO

Avaliou-se o selamento marginal de restaurações de resina composta em dentes bovinos empregando-se o teste de microinfiltração, variando-se os métodos de preparos cavitários e os meios de fotopolimerização. Foram selecionados 60 dentes bovinos, e divididos em 2 grupos (1 e 2) de 30 dentes cada. Executou-se preparos cavitários tipo “pireis”, através de dois métodos: Turbina de alta rotação e ponta de diamante e Laser de Érbio:YAG. Após os preparos cavitários, os grupos foram subdivididos em 2 subgrupos, (A e B) de 15 dentes cada. Após condicionamento com ácido fosfórico a 37%, receberam o primer/adesivo Single Bond 2 – 3M/ESPE e foram restaurados com a resina composta Z250-3M/ESPE em dois incrementos, com diferentes fotopolimerizações: os grupos 1A e 2A foram fotopolimerizados por 10s à 14mm da superfície ( $180\text{mW}/\text{cm}^2$ ), e depois uma fotopolimerização por 20s em contato com a resina com um aparelho XL3000 – 3M por 30s cada incremento, e o grupo 1B e 2B com um aparelho LED – RADII - SDI da mesma maneira descrita anteriormente. Cinco amostras de cada subgrupo (20) foram preparadas para avaliação em MEV, com o objetivo de visualizar as características resultantes da ação dos equipamentos de preparo cavitário e ilustração. Para o teste de microinfiltração marginal, os dentes foram termociclados por 500 ciclos, ( $5^{\circ}\text{C}$ - $55^{\circ}\text{C}$ ), submersos em solução de nitrato de prata 50% por 24 horas e então lavados por 20min, colocados em solução reveladora de radiografias por 8 horas. Os dentes foram seccionados e as imagens foram digitalizadas para análise da área da microinfiltração através do programa *Image Toll 3.0*. Após aplicar os testes ANOVA e Tukey (5%), pudemos concluir que: nenhum dos métodos de preparo cavitário ou meios de fotopolimerização impediram a microinfiltração marginal; o preparo com Laser de Er:YAG apresentou maior tendência de microinfiltração marginal, embora sem diferença estatisticamente significativa e a fotopolimerização com o aparelho de LED apresentou os menores valores de microinfiltração marginal estatisticamente significativa. Na avaliação por MEV verificamos a presença de fendas em todas as amostras e muitas irregularidades nas margens das cavidades preparadas com laser.

PALAVRAS-CHAVE: Laser, Preparo da cavidade dentária; Fotopolimerização, LED, Resina composta e Microinfiltração marginal.

## 1 INTRODUÇÃO

Um sorriso agradável é parte importante na constituição geral do indivíduo. Para tanto, a Dentística, há mais de 100 anos preocupase com a solução dos problemas estéticos, estudando técnicas ou materiais com essa finalidade, envolvendo o tratamento das seqüelas da cárie, desde a remineralização de cáries incipientes, até restaurações mais complexas.<sup>58</sup>

Já no início do século XX, o Dr. Charles Pincus, clínico de Beverly Hills, foi procurado por alguns maquiadores que expuseram problemas estéticos relacionados aos dentes de astros de cinema, desenvolvendo uma técnica que pode ser considerada a precursora das facetas laminadas, pois essa técnica visava recobrir os dentes esteticamente comprometidos com uma lâmina de porcelana, que ficava unida ao dente de uma forma provisória<sup>137</sup>. No entanto essa técnica ficava limitada ao “set” de filmagem de Hollywood, até que novos materiais e técnicas puderam ser adotados com mais segurança.

Entretanto, ao mesmo tempo que as necessidades estéticas aumentavam, novas técnicas e materiais foram surgindo ao longo do tempo para cumprir a demanda de pacientes, e dentre esses materiais, as resinas restauradoras ocuparam um lugar de destaque desde o seu lançamento no final da década de 40 e início da década de 50, substituindo as restaurações de cimentos de silicato. No entanto, a comunidade científica da época mostrou-se bastante resistente, visto que esse material apresentava um alto grau de contração de polimerização, elevado CETL, que impedia sua

longevidade. O'Brien et al.<sup>92</sup>, descrevem que esse polímero original chegava a contrair-se em até 21%, diminuindo a massa ou aumentando as tensões internas.

Na tentativa de resolver esses problemas, partículas de sílica foram adicionadas a essas resinas, entretanto não foram obtidos bons resultados imediatos porque a união das partículas de carga e dos compostos resinosos não se dava de forma adequada, por serem componentes quimicamente distintos. Isso resultava em falhas nas superfícies das restaurações, provocadas pelas perdas de partículas de carga para o meio bucal, formando crateras microscópicas passíveis de serem ocupadas por compostos corantes e esteticamente inaceitáveis<sup>3</sup>.

Buonocore<sup>23</sup> propôs a técnica do condicionamento ácido do esmalte, permitindo que esse material ficasse cada vez mais aderido à superfície dental, dando origem a odontologia adesiva que vem evoluindo até hoje,<sup>27</sup>. Bowen<sup>19</sup>, desenvolveu a resina composta, formada por uma matriz orgânica (geralmente de BIS GMA, Bisfenil-A Glicidil Metacrilato e UDMA, Uretano Dimetacrilato), de alto peso molecular e o TEG DMA, (Trietileno Glicol Dimetacrilato), responsável por diminuir a viscosidade dos dois primeiros. Foram incorporadas partículas de vidro, sílica, quartzo e zinco, formando a porção inorgânica para melhorar a resistência do material. Para que essas partículas se combinassem à matriz orgânica, foi necessário também incorporar um agente de união silano e um agente iniciador da reação de polimerização, o peróxido de benzoíla.

Com o passar dos anos, esse material passou por modificações e foram desenvolvidas também as resinas compostas polimerizadas pela luz, pela incorporação da canforoquinona como agente iniciador. Esse fato, associado a técnica do condicionamento ácido do esmalte e o desenvolvimento dos sistemas adesivos à dentina, constituiu um

grande avanço na solução dos problemas estéticos da odontologia. A correta utilização da técnica do condicionamento ácido e dos adesivos dentinários aliados às resinas compostas, permitiram o selamento marginal da restauração e economia de estrutura dental, pois restringiram o preparo apenas à remoção do tecido cariado, possibilitando a realização de restaurações mais estéticas e duráveis.

Os materiais que visam substituir tecidos dentais perdidos deveriam possuir propriedades semelhantes às dos tecidos dentais. A indústria procura produzir materiais que atendam a essa exigência, otimizando as propriedades físicas e mecânicas para alcançar bons resultados<sup>139</sup>.

Nesse contexto, as resinas compostas são materiais que desenvolveram-se muito na última década, ampliando as indicações dentro da odontologia restauradora até para dentes posteriores, permitindo maior longevidade, desde que se respeitem as indicações e instruções dos fabricantes.

Outros fatores que devem ser considerados quando do uso das resinas compostas referem-se aos equipamentos para realização dos preparos cavitários e aos fotopolimerizadores, que poderão resultar em diferentes comportamentos do material restaurador.

O equipamento para a realização do preparo cavitário poderá ser a turbina de alta rotação com brocas carbide ou pontas diamantadas, que permitem um preparo cavitário geométrico, ou que se limite à remoção do tecido cariado. Contamos ainda com a tecnologia do Laser, acrônimo de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* ou seja: amplificação da luz por emissão estimulada de radiação, o qual, para preparos cavitários, é o Laser de Érbio (Er:YAG), e que segundo Tokonabe et al.<sup>128</sup>, não agride o tecido pulpar, pois seu comprimento de onda coincide com o principal pico de

absorção de água, resultando em uma boa absorção tanto em esmalte como em dentina. Isso ocorre através de um processo chamado de ablação, que é a vaporização ou remoção explosiva do tecido mediada pela água <sup>59</sup>.

Quando a luz laser incide sobre a superfície da molécula de água, que possui grande poder de absorção dessa luz, ocorre um super aquecimento dessa molécula e conseqüente vaporização. Aumenta-se a pressão de vapor, que gera um aumento da pressão interna da molécula de água, a qual explode e leva consigo partículas dentais, gerando uma cratera como correspondência morfológica. Esse calor é quase totalmente utilizado para causar as microexplosões e portanto é um recurso termicamente inofensivo <sup>68</sup>.

Além dessa vantagem, da ablação do tecido, o laser de Er:YAG permite oferecer maior conforto ao paciente, uma vez que não provoca sensação dolorosa, não há ruído durante o preparo cavitário e os mesmos são mais conservadores. O laser de Er:YAG apresenta como desvantagens o alto custo do equipamento e a dificuldade de preparos em regiões interproximais.

Quanto aos equipamentos para polimerização de resinas compostas, os primeiros empregados eram de uma luz ultravioleta (UV) para iniciar a polimerização. Atualmente, esses materiais são polimerizados através de uma luz visível, cujo comprimento de onda está entre 400 a 500nm. Essas resinas compostas são comercializadas geralmente em uma seringa, e possuem em sua composição um fotoinibidor, uma amina terciária e um fotoiniciador. Quando essas moléculas são expostas à luz com um comprimento de onda correto, (cerca de aproximadamente 468nm, segundo Anusavice <sup>3</sup>), o fotoiniciador entra em estado de excitação e reage com a amina terciária, para formar radicais livres que iniciam a polimerização por adição. O fotoiniciador mais comumente empregado é a canforoquinona, que

consegue absorver luz no intervalo de 400 a 500nm, que é a faixa azul do espectro de luz visível.

Para tal, existe no mercado odontológico os aparelhos de fotopolimerização halógenos com potência variável entre 200 e 1000 mW/cm<sup>2</sup> e até recentes recursos tecnológicos na tentativa de se diminuir o tempo de fotopolimerização ou de variar a intensidade de luz através de um ciclo de polimerização escalonado <sup>131</sup>. Recentemente os LEDs – acrônimo de *Light Emitting Diode* - foram lançados no mercado odontológico para fotopolimerizar as resinas com baixa intensidade de luz, que provocam uma polimerização lenta e portanto diminuem a contração de polimerização. Além de ter a vantagem também de não gerarem calor <sup>71</sup>. No entanto, Martin,<sup>82</sup> afirma que uma polimerização com baixa intensidade pode ser inadequada para incrementos de 2mm de resina composta. Essa primeira geração de LEDs não produziu uma dureza aceitável à maioria dos materiais que existem no mercado. Isso fez com que se questionasse a polimerização apenas por LEDs ou por aparelhos de baixa intensidade, fazendo com que o mercado adequasse esses equipamentos lançando a segunda geração de LEDs, com intensidades de até 1000 mW/cm<sup>2</sup>.

O LED é uma espécie de lâmpada com um semi-condutor, – o nitrato de gálio. Esse semi-condutor é estimulado por 2 pontos, o *n-doped* e o *d-doped*, resultando na geração e na emissão de luz, num comprimento de onda específico, entre 450 e 470nm <sup>141</sup>.

Existe também a possibilidade de se fotopolimerizar com o laser de argônio, que segundo Aw & Nicholls, <sup>12</sup> promove uma polimerização satisfatória em apenas 10s, desde que se utilize os parâmetros corretos, fazendo o clínico economizar tempo em cada incremento. Isso ocorre porque a energia produzida nesses equipamentos tem uma série de comprimentos

de ondas distintos que ativam todos os níveis de absorção das canforoquinonas: 454, 458, 466, 472, 477, 488 e 497 nm. Entretanto provocam a mesma quantidade de contração que os aparelhos convencionais e têm como desvantagem o alto custo <sup>106</sup>.

Além dessas possibilidades, existem também aparelhos que oferecem altos níveis de intensidade de luz, que são os aparelhos de luz de arco de plasma – *plasma arc curing light* (PAC), que chegam a emitir uma energia de até 2400 mW/cm<sup>2</sup> e possibilitam a polimerização de incrementos de até 2mm em apenas 3s. O aspecto negativo dessas fontes de luz segundo Stritikus e Owens <sup>88</sup>, é a alta contração de polimerização – que inviabiliza o uso para polimerização das resinas compostas. Outro aspecto negativo dessa fonte de luz, é o aquecimento do órgão dental em mais de 5°C.

Baseados nesses dados prévios, três fatores principais levam à contração de polimerização: a configuração cavitária, a grande quantidade de material inserido de uma só vez nas cavidades e a grande intensidade de energia luminosa em contato com esse material. O primeiro fator pode ser controlado pelo operador facilmente ao se levar em consideração que as resinas compostas ao serem fotopolimerizadas sofrem contração de polimerização da ordem de 2% em volume <sup>3</sup> e, sendo assim, ao se inserir o material na cavidade, de forma incremental, o operador estará sempre compensando com o novo incremento, a contração do incremento anterior, minimizando o problema. O segundo fator está relacionado à grande quantidade de luz aplicada sobre a resina, gerando uma polimerização enérgica, mas nem sempre completa, acarretando na persistência de monômeros residuais não polimerizados, que podem causar sensibilidade pós-operatória além de diminuir a resistência do material restaurador <sup>121</sup>. Além disso, uma grande quantidade de luz aumenta a contração de

polimerização podendo resultar em falhas coesivas, diminuindo o selamento marginal e aumentando a infiltração marginal consequentemente.

Com base na literatura consultada, esta pesquisa tem como proposta utilizar as técnicas de preparo cavitário com turbina de alta rotação e pontas diamantadas ou laser de Er: YAG, para verificar a influência do fator de configuração da cavidade em restaurações de resina composta fotopolimerizadas com diferentes equipamentos e técnicas. A influência das variáveis propostas foi avaliada através da análise do selamento marginal mediante o teste de microinfiltração.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

A revisão de literatura está subdividida em cinco itens com o objetivo de facilitar a compreensão dos conteúdos abordados e a localização das pesquisas:

2.1 - Tecnologia do laser de Érbio:YAG;

2.2 -Considerações a respeito de intensidade de luz.

2.3 - Considerações sobre a variação da distância entre a fonte de luz e o material restaurador.

2.4 - Aparelhos fotopolimerizadores de Diodos emissores de luz – LEDs.

2.5 - Configuração da cavidade ou fator C.

## 2.1 Laser de Er:YAG

No final da década de 80, foi realizada a primeira descrição do efeito da ablação produzida pelo laser de Er:YAG sobre os tecidos dentais duros por Keller e Hibst <sup>68</sup>. Desde então, vários estudos “*in vitro*” foram realizados a fim de viabilizar seu uso na clínica odontológica.

Burkes et al. <sup>24</sup> (1992) estudaram os efeitos do laser de Er:YAG na estrutura de dentes humanos extraídos e sua relação no aumento de temperatura do tecido pulpar. Dois dentes foram irradiados sem presença de jato de água e três dentes foram irradiados na presença de água. Nos dentes em que utilizaram o laser de Er:YAG sem presença de água, houve uma mínima ablação do esmalte dentário. A microscopia eletrônica de varredura (MEV), mostrou fragmentos de esmalte dentário, fusão do esmalte, fendas e cavidades com bordas lisas. A temperatura intrapulpar foi medida através de um sensor térmico, sendo mensurado 27 ° C. Quando o dente foi irradiado na presença de água, tanto o esmalte dentário quanto a dentina foram eficientemente ablacionados. A microscopia eletrônica de varredura revelou presença de fissuras e crateras cônicas com projeções finas de esmalte dentário remanescente.

Sekine et al. <sup>116</sup> (1994) verificaram a ação do laser de Er:YAG na realização de preparos cavitários de classe V em dentes de cães, com o objetivo de investigar as consequências da irradiação deste laser no tecido pulpar, utilizando como grupo controle dentes preparados com turbina de alta rotação. Os dentes foram divididos em dois grupos de acordo com a profundidade do preparo (cavidade profunda: 500µm ou menos de dentina remanescente e cavidade pouco profunda: mais que 500µm de dentina

remanescente) e foram avaliados após 1, 2, 4 e 7 dias e uma avaliação final após 28 dias. Os resultados revelaram que as reações pulpare após a utilização deste laser foram histologicamente aceitáveis. Concluíram que o laser de Er:YAG com 200mJ de energia por pulso mostrou-se tão eficiente e seguro quanto a turbina de alta rotação na realização de preparos cavitários.

Aoki et al.<sup>5</sup> (1994) avaliaram o efeito da aplicação do laser de Er:YAG na remoção de lesões de cárie radicular em dentes humanos extraídos. Metade da lesão de cárie foi removida com laser de Er:YAG e a outra metade com turbina de alta rotação. O parâmetro utilizado foi 160 mJ por pulso de energia com utilização de jato de água. Os resultados revelaram que o laser de Er:YAG foi tão efetivo quanto a turbina de alta rotação na remoção de lesões de cárie radicular. Entretanto, o tempo necessário para a realização dos preparos foi bem maior nos dentes preparados com laser de Er:YAG.

Kumazaki<sup>72</sup> (1994) demonstrou a resolução de dois casos clínicos onde foi utilizado o laser de Er:YAG para realização de preparos cavitários e concluiu que a grande vantagem da utilização clínica do laser de Er:YAG em odontologia restauradora está na redução do medo do paciente, que se mostra mais tranquilo frente ao tratamento.

Visuri et al.<sup>138</sup> (1996) avaliaram a ação do laser sobre a dentina na resistência ao cisalhamento de resina. Para tal, foram utilizados 66 dentes molares íntegros, extraídos por finalidade ortodôntica e armazenados em cloramina T a 1% por mais de três meses. Esses dentes foram cortados no sentido longitudinal pela face oclusal até a remoção completa do esmalte, deixando o esmalte apenas circundando a periferia. Após esse preparo, 36 dentes tiveram a dentina cortada de 0,2 a 1 mm com

uma broca carbide n. 557, (Brasselar-Savanaah, GA) e após esse procedimento esses dentes voltaram para a solução de cloramina T a 1%. Outros 30 dentes sofreram o tratamento da superfície com Laser de Érbio - Er:YAG laser (modelo 1-2-3, Schwartz Eletro – Optics, Orlando FL), no parâmetro de 350mJ/pulso e uma frequência de 6 Hz. A área foi varrida pelo feixe de laser e 0,5 a 1mm de espessura de dentina foi removida. Foram confeccionadas pastilhas de resina composta para serem coladas na superfície da dentina, 24h antes do condicionamento da superfície da mesma. Onze dos 30 dentes tratados com laser e 15 dos 36 dentes preparados com broca carbide foram secos e condicionados também com ácido fosfórico 10% por 30 segundos. Após esse procedimento, os dentes foram lavados e secos. Todos os 66 dentes receberam os procedimentos adesivos com o primer Pro Bond e com o adesivo Pro Bond – (Caulk/Dentsply). Um laser de Argônio foi usado para fotopolimerizar o adesivo. Um tubo plástico foi fixado aos dentes e serviu como matriz para receber a resina composta (TPH – Pro Bond Caulk/Dentsply). A resina também foi fotopolimerizada com o laser de Argônio. As amostras foram estocadas em estufa bacteriológica a 37° para subsequente teste de cisalhamento, o qual foi realizado em uma máquina de testes universais (modelo 1114, Instron, Canton, MA). A velocidade da ponta era de 2,5mm/min até que a amostra fraturasse. Os dentes foram avaliados em MEV e concluiu-se que a resistência ao cisalhamento foi superior ao tratamento de superfície com laser apenas, seguido dos dentes com laser condicionado com ácido, apenas com broca e broca com ácido. Em alguns casos foi possível encontrar *tags* (prolongamentos) de resina de 20µm até 60µm no grupo tratado com laser. Os autores concluíram que o laser de Érbio pode ser utilizado para eliminar a etapa do condicionamento com ácido fosfórico a 10% antes dos dentes receberem o adesivo e resina composta.

Dostálová et al.<sup>40</sup> (1996) propuseram-se a avaliar os efeitos, na superfície de esmalte e dentina de dentes humanos extraídos à radiação pulsada do laser de Er:YAG, por meio da variação de temperatura, para a ablação com ou sem jato de água e ar. Dez dentes hígidos e permanentes foram limpos e estocados em formalina neutra a 10%. Foram feitas micrografias anteriores a aplicação do laser para se obter a imagem inicial de possíveis rachaduras causadas durante a extração. Os dentes foram preparados na vestibular com uma energia de 200mJ e frequência de 0,5Hz. Durante os preparos, os grupos receberam quantidades de água diferentes, sendo que um grupo recebeu 50ml de água sem ar, outro grupo jato de água e ar, (50ml e pressão de ar a 2 atm) e um outro grupo sem água, que recebeu o preparo com o mesmo parâmetro do laser. Micrografias foram utilizadas antes e depois do preparo e foram observados rachaduras ou micro rachaduras em MEV. Na segunda parte do experimento, secções longitudinais polidas (de 30 a 50 $\mu$ m) foram preparadas no dente intacto, no dente preparado, com refrigeração por água e sem refrigeração. Essas secções foram analisadas em microscopia de luz polarizada. Os resultados mostraram que os efeitos na superfície dos dentes após a ablação com laser sem refrigeração, mostraram-se em esmalte com rachaduras de cerca de 3,5mm e micro rachaduras com aproximadamente 300 $\mu$ m. Em dentina não foi encontrado qualquer defeito. A irradiação dos dentes refrigerados com água somente, não foi tão efetiva quanto a ablação com jato de água e ar. Isso porque, no esmalte, a absorção do laser de Érbio na presença de água é diferente. A ablação com jato de água e ar foi o melhor método para se prevenir rachaduras em esmalte e dentina. Ao MEV, não foram encontradas rachaduras nem micro rachaduras. Os autores concluíram que adicionar o jato de ar e água ao laser acelera a ablação, minimiza o aquecimento e não provoca rachaduras.

Cozean et al.,<sup>37</sup> (1997), fizeram uma reportagem apresentando o laser de Érbio à comunidade científica após a aprovação pela FDA (*Food and Drugs Administration*) em 07 de maio de 1997. Para tal, eles realizaram um estudo clínico para avaliar a eficácia e segurança do uso do laser de Érbio para a remoção de cáries e o preparo cavitário em esmalte e dentina quando comparados aos procedimentos realizados com a turbina de alta rotação. Foi avaliada também a necessidade ou não do uso de anestésicos locais durante ambos os preparos. O estudo baseou-se em preparos de classe I, II, III, IV e V e dividiu-se em duas fases principais. Na fase I, os dentes programados para extração foram tratados e extraídos em períodos diferentes, para a avaliação histológica dos tecidos pulpaes. Na fase 2, os examinadores acompanharam os pacientes por 18 meses. Em ambas as fases os pacientes foram aleatoriamente divididos em grupo de laser e grupo controle, tratados com brocas de alta rotação. Para a fase I, os pacientes tinham que ter idade entre 12 e 60 anos, e ter dentes programados para extração. A exclusão seria feita em casos em que a cárie estivesse a menos de 1mm da polpa, em casos de alergia a anestésicos, existência de doença periodontal na área e alguma doença pré existente ou alguma patologia pulpar. No total, 60 pacientes participaram da fase 1, sendo 24 no grupo de laser, (62 dentes), e 36 no grupo controle – preparo cavitário em alta rotação, (63 dentes). Aproximadamente 1/3 dos dentes foram extraídos imediatamente após o tratamento e o outro 1/3 após 48 horas. O último terço foi extraído aproximadamente após um mês e a maioria dos dentes extraídos eram molares. Todos os dentes extraídos foram submetidos à avaliação histológica para a observação dos efeitos sobre os tecidos pulpaes. Na fase 2, os procedimentos foram iguais aos da fase 1, com a diferença que não foram extraídos. O grupo do laser 53 pacientes, (168 dentes) e o grupo controle 54 pacientes, (146 dentes). Os dentes da fase 1 foram embebidos

em formalina tamponada a 10% e estocados em recipientes com códigos para futuras investigações. Os dentes da fase I foram descalcificados, desidratados e incluídos em parafina e cortados em fatias de 6 µm independente do tipo de preparo cavitário. As fatias foram coradas com Hematoxilina e eosina (H.E.) e examinadas nas seguintes categorias: mudanças pulpare e vasculares, (normal, hemorragia, hiperemia, inflamação local e geral, necrose de liquefação e de coagulação), outras mudanças pulpare, mudanças nos odontoblastos, predentina e dentina. Como a avaliação foi subjetiva, uma escala foi criada sendo: 1- muito mais efetivo que os procedimentos, 2-mais efetivo, 3- igualmente efetivo, 4 menos efetivo e 5- não hábil para procedimentos de laser. Os resultados dessa análise demonstraram que na fase 1, não houve diferenças entre os procedimentos do grupo de laser e do grupo controle. Na fase 2, os pesquisadores usaram a ANOVA. Os pesquisadores concluíram que o laser pode realizar os procedimentos clínicos tão bem quanto as turbinas de alta rotação. Tanto na fase1 quanto na 2, alguns pacientes do grupo do laser sentiram alguma sensibilidade durante o preparo cavitário, mas menos de 2% pediram o uso de anestésico local durante o procedimento. Os autores concluíram que o laser de Érbio é, não só seguro, mas efetivo para o tratamento dos tecidos dentais duros, não somente em relação à remoção de cáries, preparos cavitários, mas também no condicionamento do esmalte. Não houve diferença estatisticamente significante entre o uso do laser e turbinas de alta rotação. Não houve também diferenças estatisticamente significantes nos exames histológicos pulpare desses dentes, nem no grupo de laser, nem no grupo controle.

Dostálová et al.<sup>41</sup> (1997) avaliaram as mudanças de temperatura de 4 dentes premolares após a ablação por laser de Érbio.

Antes da extração desses premolares, realizou-se preparos cavitários ovais com o laser de Er:YAG com o diâmetro de 3X5mm e 3mm de profundidade. O equipamento foi ajustado para fornecer 150 pulsos, 345mJ de energia a uma frequência de 2Hz. Após os preparos, os dentes foram extraídos e levados à uma solução fixadora de formol a 10% e formaldeído a 4%. Após 14 dias, esses dentes foram lavados por 2 horas e descalcificados por 6 semanas em 2 soluções. A primeira consistia em 125ml de ácido fórmico e 125ml de água destilada e a segunda, de 50g de trinatiocítrico e 250ml de água destilada. Após essa descalcificação, os dentes foram desidratados em etanol (de 50% a 96%). Os dentes foram então incluídos em metilsalicilato e parafina e depois cortados em fatias de 5µm em micrótomo. As secções longitudinais foram coradas com solução de H.E. sendo preparadas 172 secções. Elas foram examinadas em microscópio óptico e os autores constataram que o laser de Érbio não causou rachaduras ou qualquer injúria na superfície. Não houve qualquer reação inflamatória pulpar. A vascularização da polpa foi normal e portanto não foi observada qualquer indicação de reação inflamatória. Os autores concluíram que os resultados “*in vivo*” confirmam a segurança do laser de Er:YAG durante a ablação do esmalte e da dentina dentro das condições e dos parâmetros descritos.

Pelagalli et al.<sup>96</sup> (1997) realizaram um estudo clínico envolvendo 60 pacientes para comparar a atuação do laser Er:YAG com a turbina de alta rotação na remoção de lesões de cárie e confecção de preparos cavitários. Os dentes foram tratados *in vivo*, e extraídos após um período de dois dias, um mês, e um ano, a fim de observar o tecido pulpar, morfologia da superfície, e a qualidade do preparo e da restauração. Observaram que o laser Er:YAG foi seguro e eficaz na remoção do tecido

cariado, confecção de preparos cavitários e condicionamento prévio ao emprego do ácido e que não houve comprometimento pulpar.

Aoki et al.<sup>4</sup> (1998) compararam a utilização do laser de Er:YAG (350mJ de energia por pulso) com o tratamento mecânico convencional com brocas na remoção de tecido cariado em 31 dentes humanos extraídos. Foram avaliados: o tempo necessário para completa remoção do tecido cariado, exame histopatológico da cavidade tratada, exame em MEV da superfície e das secções e mensuração da microdureza Knoop. Um tempo maior foi requerido para a remoção do tecido cariado com a utilização do laser de Er:YAG quando comparado ao grupo controle. Entretanto, o laser de Er:YAG ablacionou a dentina cariada efetivamente com mínimo dano térmico à dentina intacta circundante. Além disso, um pequeno grau de vibração foi observado no tratamento com o laser de Er:YAG. A MEV revelou micro-irregularidades características na superfície de dentina irradiada.

Keller et. al.<sup>69</sup> (1998) estudaram os efeitos do laser de Er:YAG na remoção do tecido cariado e compararam com métodos mecânicos de remoção de lesão de cárie em uma amostra composta de 103 pacientes. O tratamento com laser mostrou-se mais confortável quando comparado ao tratamento mecânico, com diferença estatisticamente significativa. Durante o tratamento, a necessidade de anestesia local foi de 11 % para o preparo mecânico comparado a 6% durante a aplicação do laser.

Takeda et al.<sup>126</sup> (1998) avaliaram a eficiência da utilização do laser de Er:YAG na remoção da *smear layer*, (camada residual), nas paredes do canal radicular de 36 dentes humanos extraídos, os quais foram divididos em três grupos. No grupo 1, os dentes não sofreram a irradiação

laser, no grupo 2 os dentes foram irradiados com laser na potência de 1W e no grupo 3 os dentes foram irradiados com laser na potencia de 2W. Os dentes foram avaliados em MEV. O grupo controle apresentou um depósito de debris e presença de *smear layer* obstruindo os canalículos dentinários. Entretanto, as paredes dos canais radiculares irradiados com laser de Er:YAG apresentaram-se livres de debris, com evaporação da *smear layer* e túbulos dentinários abertos.

Kataumi et al.<sup>66</sup> (1998) avaliaram a adesão da resina ao tecido dentinário irradiado pelo laser de Er:YAG (126mJ de energia por pulso) em 44 dentes humanos recém extraídos, por meio do teste de resistência adesiva à tração. A MEV foi utilizada para analisar a interface adesiva das amostras e as alterações morfológicas na dentina irradiada causadas pelo condicionamento com ácido fosfórico a 37%. Não houve diferença estatisticamente significante na resistência adesiva entre a dentina irradiada e o grupo controle, onde o Clearfil Photo Bond foi utilizado com condicionamento ácido. Este estudo mostrou que o laser de Er:YAG afetou não somente a dentina superficial como também a subsuperficial (20µm). A irradiação laser aumentou a resistência ácida da dentina peritubular.

Niu et al.<sup>90</sup> (1998), compararam *in vitro*, a microinfiltração marginal de restaurações de resina composta em cavidades de classe V preparadas com laser de Er:YAG e com turbina de alta rotação. Foram selecionados 48 dentes humanos extraídos, divididos em três grupos de 16 dentes: a) grupo 1 - preparos cavitários com laser de Er:YAG e condicionamento com ácido fosfórico a 30%; b) grupo 2- preparos cavitários com laser de Er:YAG; c) grupo 3- preparos cavitários com turbina de alta rotação e condicionados com ácido fosfórico a 30%. Os resultados revelaram não haver diferença estatisticamente significante entre cavidades preparadas

com laser de Er:YAG e aquelas preparadas com turbina de alta rotação quanto à microinfiltração marginal utilizando penetração de corante.

Khan et al.<sup>70</sup> (1998), investigaram a microinfiltração marginal em cavidades de classe I restauradas com amálgama, resina composta e cimento de ionômero de vidro após o preparo das cavidades com laser de Er:YAG, e compararam os resultados obtidos com o método convencional, utilizando turbina de alta rotação. Selecionaram 96 dentes humanos extraídos, sendo metade deles preparados com laser de Er:YAG e a outra metade preparada com turbina de alta rotação. Os dentes receberam as restaurações com os materiais citados anteriormente. Concluíram não haver diferença estatisticamente significativa entre cavidades preparadas com laser de Er:YAG e aquelas preparadas com turbina de alta rotação quanto à microinfiltração marginal.

Hossain et al.<sup>59</sup>, (1999), investigaram quantitativamente a profundidade de ablação e as mudanças morfológicas em esmalte e dentina humana irradiada com laser de Er:YAG, na presença ou ausência de jato de ar/água. Foram preparados 40 dentes incisivos para o estudo em esmalte e 40 dentes para o estudo em dentina. As superfícies em esmalte foram separadas cortando-se na junção amelo-cementária, e as superfícies da dentina foram preparadas cortando-se o terço médio da coroa longitudinalmente. As amostras foram divididas em 4 grupos de 20 preparos cada. Grupo 1: Irradiação em esmalte com jato de ar/água. Grupo 2: irradiação em esmalte sem jato de ar/água, Grupo 3: irradiação em dentina com jato de ar/água e Grupo 4: irradiação em dentina sem jato de ar/água. O laser empregado foi o Kavo Key 1242, (Kavo – Germany), com energia em pulso de 100, 200, 300 ou 400 mJ numa frequência de 2Hz por 5 segundos. Metade das amostras foram usadas para avaliação da ablação e a outra

metade para o estudo morfológico. A ablação foi medida seccionando a amostra e medindo o tamanho da profundidade através de um estereomicroscópio, com o retículo em escala 0,01mm. O estudo morfológico foi realizado em MEV. Com a irradiação do laser de Er:YAG, com ou sem água, foram produzidas cavidades em todas as amostras, entretanto a ablação em dentina foi mais eficiente do que em esmalte. No estudo morfológico, no Grupo 1 (com água/ar), não foi encontrado nem carbonização nem derretimento dos tecidos, eles apenas ficaram opacos. No Grupo 2 entretanto, com 300 ou 400mJ, sinais de carbonização já foram encontrados nas margens do preparo. No Grupo 3 nem carbonização, nem derretimento foi encontrado e no Grupo 4 em energia baixa, (100mJ), as áreas não estavam carbonizadas, nem derretidas. Os autores concluíram que a relação entre a média de ablação e energia foi quase linear em ambos os tipos de amostras, esmalte e dentina, com maior eficácia em dentina que em esmalte. A presença do jato de água e ar não diminuiu a ablação e não causou carbonização ou derretimento nas bordas dos tecidos duros.

Moritz et al.<sup>87</sup> (1999) estudaram o efeito bactericida dos lasers de Er:YAG, Nd:YAG e Ho:YAG em quarenta dentes humanos com tratamento endodôntico, inoculados com *Escherichia coli* e *Enterococcus faecalis*. Os resultados revelaram que os três lasers foram capazes de diminuir a população bacteriana com mínima diferença em suas eficácias bactericidas. Na potência de 1,5W, os melhores resultados foram obtidos com o laser de Er:YAG, com potencial de eliminação de 99,64% das bactérias, seguido do laser de Nd:YAG (99,16%) e do laser de Ho:YAG (99,05%).

Armengol et al.<sup>8</sup> (2000), avaliaram as mudanças de temperatura relativas a diferentes espessuras de dentina após o tratamento

com laser de Er:YAG, Neodímio – Nd:YAG e turbinas de alta rotação. Para tal, foram utilizados 18 dentes humanos, extraídos e estocados em solução de cloramina T a 1% e 4°C por uma semana para descontaminação. Os dentes foram cortados longitudinalmente com uma ponta de diamante em alta rotação na direção mesio-distal e foram embutidos em resina acrílica para deixar a porção superior da coroa exposta. Esses dentes foram aleatoriamente distribuídos em 6 grupos e a ablação da dentina ocorreu da seguinte forma: Grupo 1, broca carbide em alta rotação por 12,5s, sem *spray* de água. Grupo 2, ablação com laser de Érbio (Kavo Key – 1242 – Kavo-Germany) com energia de 140mJ e frequência de 4Hz, perfazendo um total de 50 pulsos perfazendo um total de 12,5s. O Grupo 3 foi irradiado com laser de Nd:YAG (Lokki – France), com  $\lambda=1,34$ , com uma energia de 240mJ e uma frequência de 10Hz, perfazendo um total de 100 pulsos em 12,5s. Nos Grupos 4, 5 e 6, foram utilizados os mesmos parâmetros, no entanto com refrigeração de água e ar. As mudanças de temperatura foram realizadas em 2, 1,5, 1 e 0,5mm de espessura de dentina, com um microtermômetro de cromo-alumínio de 80 $\mu$ m de diâmetro (Isitem, Nantes-França), colocado no lado interno da câmara pulpar. Esse microtermômetro foi conectado a um termômetro laboratorial e a um computador (AOIPSA 32 Software). Os dados foram analisados estatisticamente usando o Bartlett's test para a homogenicidade da variância e o teste de Kruskal-Wallis. Em todos os grupos houve aumento de temperatura. Nos grupos sem *spray* de água todos gerariam necrose pulpar. A ablação com *spray* de água reduziu significativamente a temperatura em todas as espessuras de dentina. Com o laser de Nd:YAG, o aumento de temperatura, mesmo com *spray* de água, geraria necrose pulpar. Os autores concluíram que a temperatura para o laser de Nd:YAG é muito elevada e seu emprego *in vivo* não é indicado. A resposta para o laser de Er:YAG, é similar à caneta de alta rotação e pode

ser usado para remoção de dentina, desde que, usado em conjunto com o *spray* de água. Os autores ainda sugerem um estudo clínico para verificar a necessidade de indução anestésica.

Kameyama et al.<sup>63</sup> (2000) verificaram o efeito de condicionadores ácidos na adesão da resina à dentina após a irradiação com laser de Er:YAG e as características desta adesão. Para tanto, selecionaram oitenta dentes bovinos, desgastados na região cervical a fim de expor a dentina. Após polimento, a superfície dentinária foi irradiada com laser de Er:YAG (100 mJ de energia por pulso) e em seguida, condicionada com diferentes soluções ácidas: ácido cítrico 10% (grupo 1), ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3% (grupo 2), ácido fosfórico 37% (grupo 3) e ácido fosfórico 65% (grupo 4). As amostras foram restauradas com resina composta e submetidas ao teste de resistência adesiva a tração. Os resultados sugeriram que a influência da irradiação do laser de Er:YAG na dentina é mais profunda que a profundidade de penetração da resina, e a análise dos cortes puderam suportar tal sugestão. Os valores encontrados para resistência adesiva à tração, nos espécimes que sofreram condicionamento ácido, foram menores do que os valores encontrados nos espécimes que não receberam condicionamento ácido nos grupos irradiados com laser. Fraturas coesivas na dentina foram observadas em todos os espécimes irradiados.

Corona et al.<sup>35</sup> (2001) compararam a microinfiltração marginal em restaurações classe V após preparo cavitário com ponta diamantada, ablação a ar ou laser de Érbio. Vinte terceiros molares extraídos durante 6 meses e estocados em solução salina foram selecionados e divididos em 4 grupos de 10 preparos de classe V cada, perfazendo um total de 40 preparos localizados na superfície vestibular e lingual de cada dente. As margens oclusais do preparo foram feitas em esmalte e as margens

cervicais 1mm abaixo da junção amelo-cementária. A cavidade possuía 3mm de largura méso-distal, por 3mm de altura ocluso-cervical e 1,5mm de profundidade medidos através de uma sonda periodontal. O Grupo 1: Broca carbide 245 trocada a cada 5 preparos, Grupo 2: ablação a ar, Grupo 3 e 4 com laser de Érbio com energia de 500 mJ e frequência de 5 Hz, comprimento de onda,  $\lambda=2,94\text{nm}$ , e *spray* de água e ar. Após o preparo cavitário o Grupo 1 e 2 foram condicionados com ácido fosfórico a 37% por 15s e o Grupo 3 e 4 com laser de Érbio com energia de 120mJ/pulso de 4 Hz por 30s, sendo que o grupo 4 ainda recebeu condicionamento com ácido fosfórico a 37%. Os dentes receberam o adesivo Single Bond - 3M e resina composta Z100 – 3M, fotopolimerizada por 40s. Os espécimes foram termociclados 500 vezes a 5-55°. As amostras foram submersas em solução corante de Rodamina B a 0,2% por 24h e cortadas em fatias de 0,25mm. As secções foram analisadas em um microscópio conectado a uma câmera de vídeo e as imagens digitalizadas e avaliadas por um software. Após essa análise, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as regiões oclusal e cervical para os 4 grupos analisados e houve melhor selamento nas margens de esmalte. O maior grau de infiltração foi encontrado em cavidades preparadas e tratadas exclusivamente com laser de Érbio (Grupo 3). Outros grupos experimentais mostraram similaridades estatísticas na quantidade de infiltração nas margens de esmalte, entretanto nas margens cervicais, há diferenças significantes ( $p<0,05$ ) entre o grupo 1 e os demais. Nenhuma das técnicas, segundo os autores, eliminou a infiltração marginal das margens de dentina e cimento.

Franciscone et al.<sup>49</sup> (2001), verificaram o efeito do laser de Érbio sobre o esmalte e a dentina na adesão da resina composta. Cinquenta terceiros molares tiveram seus terços oclusais removidos para a exposição

da área da dentina. Os dentes foram divididos em 5 grupos, de 10 dentes cada um, recebendo os seguintes tratamentos: grupo 1 e 2: a dentina foi condicionada com laser de Er:YAG a 60mJ/10Hz e 100mJ/10Hz respectivamente; grupo 3: a dentina foi condicionada com laser de Érbio 60mJ/10Hz + ácido fosfórico 35% por 15s; grupo 4: condicionamento com laser de Érbio 100mJ/10Hz + ácido 35% por 15s e grupo 5: condicionamento com ácido a 35% por 15s ( grupo controle). Após condicionamento, foi aplicado o adesivo Single Bond – 3M e confeccionados cilindros de resina composta Z100 para realização do teste de cisalhamento em máquina de ensaios universais EMIC, a uma velocidade de 0,5mm/min. Os valores observados e analisados estatisticamente pelo método da ANOVA, a dois critérios, permitiram aos autores concluir que o tratamento da superfície dentinária com laser de Érbio apresenta valores inferiores aos obtidos com o condicionamento ácido, e que o condicionamento ácido da dentina, após o tratamento com o laser de Érbio, aumentou significativamente os valores de adesão, principalmente quando realizado com a potência de 60mJ.

Setien et al.<sup>117</sup> (2001) avaliaram o efeito do método de preparo cavitário na microinfiltração marginal de restaurações de classe V de resina composta, analisando a interface dente/ restauração e ultra estrutura da dentina. A amostra foi dividida em oito grupos de nove dentes cada, de acordo com o tipo de preparo cavitário: Grupo 1- broca carbide n.8 esférica; Grupo 2 - ponta diamantada n.801; Grupo 3 - abrasão a ar KCP1000; Grupo 4 - Sistema 4 Sonycsys; Grupo 5 - laser de Er:YAG; Grupo 6 - abrasão a ar associada à broca carbide; Grupo 7 - laser de Er:YAG associado à broca carbide e Grupo 8 - laser de Er:YAG sem condicionamento ácido. Os preparos cavitários foram realizados na junção cimento/esmalte nas faces vestibular e lingual de cada dente e apresentavam 3mm de diâmetro e 1,5mm de profundidade. Todas as cavidades foram restauradas utilizando-se

adesivo Single Bond -3M e a resina composta Silux Plus – 3M, exceto no Grupo 8. Após a ciclagem térmica foi realizado o teste de microinfiltração marginal com nitrato de prata e as amostras foram analisadas sob MEV para verificação da penetração de corante na interface dentina/resina e para avaliar o efeito de cada recurso de preparo cavitário sobre a dentina. Os resultados mostraram que não ocorreu infiltração em esmalte para quaisquer métodos de preparo cavitário desde que o mesmo tenha sido condicionado. O teste de Kruskal – Wallis e a análise de variância ANOVA revelaram diferenças entre a microinfiltração em dentina entre os grupos testados para  $p<0,05$ . Segundo o teste de Mann – Whitney para  $\alpha=0,01$  houve uma maior microinfiltração dentinária nos Grupos 5 e 7 comparados a todos os grupos, exceto o Grupo 3 (abrasão a ar). Apesar do grupo 8 apresentar menor microinfiltração na dentina (laser, sem condicionamento ácido), não foi encontrada diferença estatisticamente significativa dos Grupos 1, 2, 4 e 6. A MEV revelou ter ocorrido hibridização na interface dentina/resina em todos os grupos, exceto no Grupo 8, em que o preparo foi realizado com laser de Er:YAG e não foi realizado o condicionamento ácido. A análise de superfície também revelou diferenças relacionadas ao modo de operação de cada recurso de preparo cavitário.

Roebuck et al.<sup>105</sup> (2001) estudaram, em 61 dentes humanos extraídos, a influência de três diferentes valores de energia por pulso do laser de Er:YAG (200mJ, 240mJ e 300mJ) na microinfiltração marginal de cavidades de classe V restauradas com compômero (Compoglass). A microinfiltração marginal foi observada em todos os grupos, tanto nas margens em dentina como nas margens em esmalte. Concluíram que a confecção dos preparos cavitários com laser de Er:YAG não influenciou a microinfiltração marginal nas restaurações de Compoglass. Diferentes

valores de energia por pulso são necessários para um excelente selamento, tanto nas margens em esmalte como nas margens em dentina, e para cada tipo de material restaurador.

Ceballos et al.<sup>33</sup> em 2001, avaliaram a infiltração marginal em restaurações de classe V, quando as mesmas foram tratadas com ácido fosfórico, laser ou ácido e laser. Foram confeccionados preparos de classe V na face vestibular e lingual de 18 terceiros molares humanos. Os preparos foram aleatoriamente divididos em três grupos de 12 dentes. No grupo 1, as cavidades foram tratadas com ácido fosfórico a 35%. No grupo 2 as cavidades foram irradiadas com laser de Érbio: YAG com frequência de 2Hz e 250mJ sobre esmalte e jato de água e ar. No grupo 3 as cavidades foram irradiadas com laser antes do condicionamento. O adesivo Scotchbond e a resina composta Z100 foram usadas para restauração. Os espécimes foram estocados em água por 24 horas em 37°C e termociclados 500 vezes entre 6 e 60°, seguido de imersão em fuccina básica a 0,5% por 24 h. A penetração do corante foi registrada através de uma escala. Os dados foram analisados através de um teste não paramétrico (Kruskal-Wallis e Mann-Whitney) e revelaram que na parede oclusal, a microinfiltração em cavidades condicionadas com ácido foi significativamente menor que as cavidades condicionadas com laser de Érbio ( $p < 0,001$ ) ou para os dois tratamentos ( $p < 0,05$ ). Na parede gengival, não foram encontradas diferenças estatísticas. Os autores concluíram que o condicionamento com laser não é uma alternativa válida para a adesão de materiais resinosos. O condicionamento ácido sozinho, teve os menores índices de microinfiltração marginal nas margens oclusais. Nenhuma diferença foi encontrada nas margens gengivais.

Olgieser et al.<sup>93</sup> (2003) verificaram as alterações de temperatura do tecido pulpar durante o preparo cavitário e remoção de tecido cariado através do laser de Er:YAG. Para isso, 175 dentes humanos recém extraídos e livres de lesão de cárie foram preparados (preparos de classe I e classe V) e, em 42 dentes humanos extraídos, foi realizada a remoção do tecido cariado através do laser de Er:YAG Opus 20. Foi inserido um termostato K-Type na câmara pulpar dos dentes preenchidos com uma pasta condutora de calor. Os resultados revelaram que em todos os grupos testados, o maior aumento de temperatura foi menor que 5,5° C, que é considerado um valor crítico para a vitalidade pulpar. Os maiores aumentos de temperatura foram observados durante os preparos de classe I (3,13° C), aumentos médios nos preparos de classe V em esmalte (2,38 ° C) e os menores aumentos foram encontrados durante os preparos em cimento (2,10 ° C) e durante a remoção de tecido cariado (1,21 ° C). Concluíram que os efeitos térmicos do laser de Er:YAG Opus 20 para preparos cavitários e remoção do tecido cariado, foram menores do que a temperatura crítica responsável por causar alterações irreversíveis no tecido pulpar.

Cavalcanti et al.<sup>32</sup> (2003) investigaram, em trinta dentes bovinos, o aumento de temperatura no tecido pulpar produzido no preparo cavitário através do laser de Er:YAG ou turbina de alta rotação. Os dentes foram divididos em três grupos, sendo que no grupo 1 os dentes foram preparados com turbina de alta rotação sem refrigeração; no grupo 2 os dentes foram preparados com turbina de alta rotação com refrigeração, e no grupo 3 os dentes foram preparados com laser de Er:YAG (350 mJ de energia por pulso e 10 Hz de frequência) sob refrigeração. O aumento de temperatura foi avaliado através de um termostato acoplado ao computador. Os resultados revelaram que tanto o laser de Er:YAG como a turbina de alta

rotação devem ser utilizados sempre com refrigeração para não causarem danos ao tecido pulpar.

Takamori et al.<sup>125</sup> (2003) estudaram as vibrações geradas durante os preparos cavitários com turbina de alta rotação e durante a irradiação com laser de Er:YAG (50, 100, 145, 199, 300 e 350 mJ de energia) em dentes humanos extraídos, através de um vibrômetro laser Doppler. Os resultados mostraram que a broca em alta rotação causou maior vibração dentária e maior ruído quando comparada ao laser de Er:YAG. Segundo os autores, isto representa um fator em potencial quando se considera o fator medo e aborrecimento provocado no paciente durante o preparo cavitário.

Schein et al.<sup>112</sup> (2003) avaliaram, através de MEV, o padrão de interação entre dentina e resina após preparo cavitário com laser de Er:YAG em dez discos de dentina obtidos de terceiros molares extraídos. Cada disco recebeu dois preparos cavitários, sendo um realizado com turbina de alta rotação e o outro com laser de Er:YAG (250 mJ de energia, 4 Hz de frequência). Cinco discos foram preparados para análise morfológica da dentina condicionada e o restante recebeu o adesivo Single Bond (3M) seguido da resina Z 100 (3M). Foram observadas que as características morfológicas da dentina irradiada condicionada com ácido, não foram favoráveis à difusão dos monômeros através da rede de colágeno. O aspecto da interface dentina-resina da dentina irradiada, após condicionamento ácido, mostrou finos *tags* e escassas zonas de hibridização, os quais concordaram com a morfologia do substrato dentinário irradiado e condicionado com ácido.

Tagami et al.<sup>124</sup> (2003) avaliaram clinicamente a sensibilidade dentária durante o preparo cavitário e remoção de tecido cariado com laser

de Er:YAG (30-350 mJ/pulso) em 66 pacientes. As cavidades foram restauradas com resina composta de acordo com as orientações do fabricante. Após o tratamento, os pacientes foram interrogados quanto à sensibilidade dolorosa através de uma escala visual (*Visual Analogue Scale*). Os resultados revelaram que a remoção de tecido cariado e a confecção de preparos cavitários para restaurações adesivas podem ser realizados com laser de Er:YAG com pouco ou nenhum desconforto para os pacientes.

Mello et al.<sup>84</sup> em 2004 avaliaram a influência do laser de Érbio sobre a “*smear layer*” removendo-a e com isso colaborar com o selamento apical. Para isso, 46 raízes de dentes humanos receberam preparo biomecânico até a lima K file 45 – Maillefer – Switzerland, irrigados com hipoclorito de sódio a 1%. As raízes foram então divididas em 2 grupos: irradiados (L) e não irradiados (NL). Os canais do grupo NL foram irrigados com uma solução de EDTA-T 17%, aspirado e seco com cones de papel absorvente. Os canais do grupo L foram irradiados com laser de Er:YAG (Kavo – Key – Germany), com 200mJ, 2,5W, 20s através de uma fibra óptica com o diâmetro de uma lima 35 em movimentos helicoidais da coroa ao ápice e vice-versa. Os dentes foram então impermeabilizados com ciano acrilato deixando apenas o forame apical sem aplicação. Os dentes foram então subdivididos em 4 grupos de 10 dentes cada (5 dentes irradiados por laser e 5 dentes não irradiados), e cada subgrupo foi utilizado um cimento endodôntico selador: grupo 1, Sealapex (Kerr – USA); grupo 2, Ketac Endo (ESPE – Germany); grupo 3, AH Plus (Maillefer – Switzerland) e grupo 4 N-Ricket (Fórmula e ação – São Paulo). Os últimos 6 dentes foram usados como teste da metodologia para garantir a fidelidade do trabalho e a sua qualidade. Os dentes foram imersos em uma solução de azul de metileno a 0,5% , pH 7,2 por 48 horas. Após esse período os dentes foram lavados em água corrente e secos em papel absorvente e as raízes cortadas para

avaliação da penetração do corante através de um microscópio (15X) com uma régua na ocular para mensurar a penetração do corante. Os resultados mostraram que o laser de Érbio não influenciou na habilidade seladora quando comparados ao EDTA-T 17%. Entretanto houve diferenças entre os cimentos endodônticos. O cimento N-Ricket e AH Plus houve menor penetração de corante e no Ketac – endo e Sealapex houve mais penetração do corante.

Berrocal et al.,<sup>17</sup> em 2005 realizaram um estudo *in vitro* para avaliar o efeito da irradiação com o laser de Er:YAG sobre a esterilização de dentes unirradiculares extraídos. Quarenta e sete dentes foram extraídos por razões periodontais e divididos em 4 grupos sendo 3 grupos de 12 dentes irradiados com o laser Kavo – Key 2 (Kavo – Germany), com energias de 250mJ, 350mJ e 450mJ com a frequência de 10Hz e um grupo controle de 10 dentes não irradiado. Os dentes foram imersos em uma solução enriquecida de TSB (Tryptone Soya Broth) e incubados por 72 horas a 37 ° C em condição de anaerobiose. As avaliações foram feitas após 24, 48 ou 72 horas e o crescimento de microrganismos foi definido através da transparência ou turvação da solução enriquecida de TSB. Posteriormente foi realizada a cultura do crescimento em placas de agar sangue sobre as mesmas condições de incubação. Após 7 dias foi avaliado em estereomicroscópio e microscópio. Os resultados mostraram que no grupo controle houve turvação da solução após 24h e que na medida em que se aumentou a potência de irradiação com o laser, aumentou a esterilização das amostras existindo diferenças significativas entre o grupo controle e qualquer grupo do laser. Os autores concluíram que o laser de érbio apresenta efeito esterilizante sobre as estruturas dentárias “*in vitro*” na medida em que se aumentou a potência do mesmo.

## 2.2 Considerações a respeito da mudança da intensidade de luz.

Araújo et al.<sup>6</sup> (1996) realizaram um estudo cujo objetivo foi determinar a influência da intensidade de luz de fotopolimerizadores na infiltração marginal. Para isso foram confeccionadas sessenta restaurações de classe V nas superfícies vestibulares de dentes posteriores extraídos e subdivididos em seis grupos de dez dentes: No primeiro grupo a intensidade foi 50mW/cm<sup>2</sup> (Primelite – Dentsply), no segundo grupo, 180mW/cm<sup>2</sup> (Fribralux – Dabi Atlante, no terceiro grupo, 450mW/cm<sup>2</sup> (Degulux – Degussa), no quarto grupo, 600 mW/cm<sup>2</sup> (Optlux – Demetron - 403), no quinto grupo também 600 mW/cm<sup>2</sup> (Optilight II – Gnatus), no sexto grupo, 800mW/cm<sup>2</sup>(Optilux – Demetron, Model – VLC – 401, ponta n.21020). Os dentes foram termociclados em corante Rodamina B a 0,2%, 37° C e 50°C e seccionados no sentido vestibulo lingual; a avaliação foi feita nas paredes gengivais atribuindo escores de 0 a 5, conforme o grau de infiltração. Concluiu-se que a intensidade de luz teve influência na infiltração marginal da parede cervical, sendo que os maiores graus de infiltração marginal ocorreram no grupo do aparelho que promoveu uma intensidade de 800mW/cm<sup>2</sup>, porque induziu maior contração de fotopolimerização. Fotopolimerizadores com intensidade de luz entre 180 e 600mW/cm<sup>2</sup> mostraram-se mais adequados para o selamento da restauração de resina composta.

Tarle et al.<sup>127</sup> (1998) estudaram o método de fotopolimerização de resinas compostas com laser e um aparelho de fotopolimerização convencional, determinando o grau de conversão de diferentes materiais híbridos e em cores claras e escuras. Três marcas comerciais de resina composta, Valux Plus (3M), Tetric (Vivadent) e Pertac

hybrid (Espe), em duas gradações de cor – clara e escura. Foram confeccionados 36 corpos da prova com 1, 2 ou 3 mm de espessura e fotopolimerizados por 40 segundos com uma unidade fotopolimerizadora Heliolux GTE (Invoclar/Vivadent) com uma potência média de 500mw/cm<sup>2</sup>. Os 18 corpos-de-prova foram polimerizados variando-se também a distância, sendo 1, 2 e 3mm da superfície da resina à ponta do fotopolimerizador. Para os outros 18 corpos-de-prova, foi utilizado o laser com uma lente divergente para poder iluminar uma área de 1cm<sup>2</sup> a uma distância de 5mm por 40s com uma energia de 4J. O laser utilizado no estudo foi de cloreto de xenônio - LPX 200 e um LPD 3002 (lambda Physik), que permitia escolher um comprimento de onda variável entre 460 e 510nm. Como a absorção máxima da canforoquinona é de 468nm o laser foi ajustado exatamente nesse comprimento de onda. Cada pulso tinha a duração de 20ns, e o número total de pulsos foi 400, a 10Hz e 10mJ por pulso. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram armazenados em um meio escuro por 24 horas a 37°C e medidos com um espectrofotômetro Perkin Emer 2000, infravermelho que avalia o grau de conversão dos compósitos em questão. O grau de conversão foi analisado pela ANOVA ( $p < 0,05$ ). Todos os valores para o grau de conversão obtidos com o laser foram significativamente maiores que os obtidos com o Heliolux GTE. Em todas as profundidades as cores claras refletem maior grau de conversão do que as cores escuras no mesmo material. O grau de conversão também diminuiu na medida em que a distância aumentou para o método de polimerização convencional. Para o laser, não há uma dependência da distância significativa. Os 40s com a luz convencional, foram insuficientes para polimerização devendo as amostras serem expostas por mais 80s para se atingir o mesmo grau de conversão que o obtido com o laser. Um grau de conversão significativamente maior foi obtido para os corpos-de-prova de cores claras, quando os mesmos foram fotopolimerizados com o método tradicional. No caso do laser não houve

diferença significativa tanto para as cores claras quanto para as cores escuras.

Burgerss et al.<sup>25</sup> (1999) realizaram um estudo medindo a microinfiltração e os gaps marginais de quarenta restaurações de classe V, além da intensidade e temperatura das quatro fontes de polimerização (Elipar Highlight – Espe; Accucure 3000 – Lasermed; Whisperject KCP 1000 – American Dental Technologies e o Optilux 500 – Kerr/Sibron). A contração de polimerização foi medida com um linometro que determinou a contração linear da resina Herculite XRV – Kerr. Um disco de resina foi colocado no linometro e a porcentagem da contração foi registrada. Nessa fase também foi medida a temperatura da ponta dos fotopolimerizadores, usando-se uma sonda térmica de leitura digital. Para a avaliação de fendas marginais, foram preparadas quarenta cavidades de classe V na superfície vestibular de quarenta dentes molares humanos. Esses dentes foram divididos em quatro grupos de dez dentes e após o condicionamento com ácido fosfórico a 37%, foi aplicado o sistema adesivo Optibond Solo – Kerr e fotopolimerizados com as quatro fontes de polimerização, respectivamente, ao seu grupo correspondente. No grupo 1 foi aplicada em dois incrementos a resina Herculite XRV e fotopolimerizada por 10s com o laser de argônio (AccuCure). Nos grupos de 2 a 4 as cavidades foram tratadas da mesma forma, no entanto fotopolimerizadas no grupo 2 com o aparelho Optilux 500 por 40s. No grupo 3 foi utilizado um fotopolimerizador de alta intensidade, Whisperjet KCP 1000 por 20s cada incremento. No grupo 4 o adesivo e a resina composta foram fotopolimerizados com o aparelho Elipar Highlight em dois passos: 10 s com 150 mW/cm<sup>2</sup> e 30s com 750mW/cm<sup>2</sup>. As restaurações foram polidas com o sistema Enhance – Dentsply/Caulk, e termocicladas por 2500 ciclos. Os dentes foram estocados por três meses e as fendas

analisadas em microscópio com um aumento de 30X. A estatística empregou a análise de variância (ANOVA) e os resultados permitiram concluir que a fotopolimerização em dois passos com a intensidade inicial baixa produziu adequada profundidade de polimerização, dureza e resistência à flexão, além de menores médias de fendas marginais em comparação com o laser de argônio, o Optilux 500 e a luz plasma Whisperjet KCP 1000, em restaurações de classe V.

Kanca III & Suh <sup>65</sup> (1999) se propuseram avaliar o efeito da ativação pulsátil da luz fotopolimerizadora sobre resinas compostas e a contração de polimerização sobre margens cavo superficiais de esmalte. Cavidades de classe I com aproximadamente 6mm de comprimento 4mm de largura e 4mm de profundidade foram realizadas em trinta molares humanos recém extraídos. As margens cavosuperficiais foram preparadas a 90°. As cavidades foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 15s, lavadas e secas. Após esses procedimentos foi aplicado o adesivo One Step (Bisco), em duas camadas e fotopolimerizado por 10s com um aparelho Optilux 500 – Kerr. O primeiro incremento da resina composta Z100 foi colocado em todos os dentes com 2mm de altura e fotopolimerizado com 500mW/cm<sup>2</sup> por 10s. Nessa fase os dentes foram divididos em 3 grupos de 10 dentes cada, que receberam diferentes técnicas de fotopolimerização. No primeiro grupo, o incremento oclusal foi fotopolimerizado com 600mW/cm<sup>2</sup> por 40s; O segundo grupo, a resina foi polimerizada por 40s com uma intensidade de 100mW/cm<sup>2</sup>; O terceiro grupo foi polimerizado com uma intensidade de 300mW/cm<sup>2</sup> por 2s. Após 1min os procedimentos de acabamento foram iniciados e após 5 min esses corpos-de-prova receberam nova polimerização com 600mW/cm<sup>2</sup> por 10s. Os dentes foram então imersos em uma solução de fuccina básica a 0,5% por 24 horas, lavados, secos e seccionados no plano sagital em 3 fatias, uma mesial e outra distal totalizando 2 cortes sendo

oito áreas por dente representada pelas paredes axiais dos dentes, e portanto, oitenta áreas nos dez dentes de cada grupo. O escore atribuído foi: 0 – se não houve penetração do corante e 1 – se houve penetração do corante. Os resultados foram: grupo 1-(40s/600mW/cm<sup>2</sup>) 61 penetrações em oitenta áreas possíveis; grupo 2:(40s/100mW/cm<sup>2</sup>) 37 em 80; grupo 3: 2s: 300mW/cm<sup>2</sup> e após 1min por 10s a 600mW/cm<sup>2</sup>; duas penetrações de 80 possíveis. Concluíram que o uso de fotopolimerização de pulso para a polimerização contínua oclusal foi efetiva para melhorar a qualidade das restaurações de classe I em resina composta.

Ziskind et al.<sup>147</sup> (1999) elaboraram um estudo para avaliar o efeito da aplicação das resinas compostas e das técnicas de polimerização em restaurações de classe II. Para esse estudo foram utilizados vinte pré-molares e molares recém extraídos, livres de cáries, restaurações ou outros defeitos. Esses dentes foram armazenados em uma solução 0,1 % de timol, à temperatura ambiente logo após a extração. Os dentes foram, em seguida, limpos dos debris oriundos do ligamento periodontal com uma lixa de granulação fina em baixa rotação e lavados em água corrente. Foram então divididos aleatoriamente em dois grupos de dez dentes cada (grupo A e B), e cavidades de classe II foram realizadas de maneira padronizada sendo que no grupo A, o término da caixa proximal foi realizado a 0,5mm abaixo da junção cimento – esmalte. O grupo B, o término da caixa proximal foi realizado em esmalte. Uma resina micro híbrida, (Briliant-Coltene) na cor A3 foi usada como material restaurador. O agente adesivo usado foi o Art Bond –VIVADENT, adesivo auto - condicionante, de acordo com as instruções do fabricante. As cavidades mesio-oclusais foram as usadas como teste (grupos A1 e B1) e as cavidades disto-oclusais foram grupos controle (A2 e B2). Nos grupos de teste pequenos cones transparentes (Light-Tip – Denbur – USA), foram usados. A distância entre a ponta do cone a parede gengival foi

medida através de uma sonda periodontal. A resina foi aplicada em três incrementos. O cone foi pressionado ao primeiro incremento transmitindo a luz através de toda caixa. Após essa etapa os dois últimos incrementos foram inseridos e fotopolimerizados, sendo que o último foi feito de forma a reproduzir a anatomia dental do local. No grupo controle, a resina composta foi inserida em incrementos horizontais, sendo que o último incremento também foi feito de acordo com a anatomia do local. A resina composta foi fotopolimerizada com uma unidade Heliolux–(Vivadent–inc) na direção oclusal. A intensidade de luz foi constantemente medida entre 350 e 400 mW/cm<sup>2</sup> com um radiômetro modelo 1000- Demetron e após 24 horas os excessos foram removidos com brocas de acabamento na graduação super fina e discos Sof-Lex – 3M para polimento. Durante todos os procedimentos os dentes foram armazenados em uma estufa bacteriológica a 37°C. Os dentes foram termociclados entre 4 e 60°C por 750 ciclos. O intervalo entre os banhos foi de 1min. Após a termociclagem os dentes foram cobertos com duas camadas de esmalte de unhas a 1,5mm das margens da restauração, Os dentes foram imersos em uma solução a 2% de fuccina básica por 24 horas. Após a remoção do corante, a cobertura de esmalte foi removida e o dente foi embebido em uma resina de polimerização química. Três secções mesio - distais foram obtidas paralelas aos seus longos eixos. A profundidade de penetração do corante foi avaliada através de um microscópio (modelo XT - OLYMPUS) com aumento de 200x. Os escores foram atribuídos da seguinte forma: 0–sem penetração; 1–penetração do corante entre a restauração e o dente com margens localizadas em esmalte; 2 – penetração do corante estendendo-se a dentina. Sempre o maior valor de penetração entre as secções foi considerado. Foram empregados os testes estatísticos de Spearman e o Wilcoxon-Mann-Whitney, nível de significância de 5%. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre o grupo teste e o grupo controle. Os autores concluíram

que uma melhor adaptação da resina composta foi conseguida pressionando um cone transparente na primeira camada de resina alcançando o fundo da parede gengival, quando em esmalte.

Loshe<sup>80</sup> (1999) investigou se o efeito da fotopolimerização através das margens dos dentes poderia diminuir o estresse de polimerização, uma vez que a fotopolimerização através do dente reduziria a intensidade de luz. Quarenta dentes molares humanos foram preparados de maneira a se ter cavidades de classe II do tipo “slot” vertical com margens cervicais a 0,5mm acima da junção amelo-cementária. As cavidades foram cobertas com uma base de CIV (cimento de ionômero de vidro – Ketac Bond, ESPE) sobre toda a dentina. Após essa etapa, o esmalte adjacente de cada dente foi condicionado com ácido fosfórico em gel a 35% por 60s, lavado com jato de água e ar e em seguida seco. Foi aplicado então o agente adesivo (Bondlite – Kerr) e fotopolimerizado por 20s. Para medir a luz sendo transmitida pela unidade fotopolimerizadora para a camada de resina, fotodetectores em miniatura foram usados e a irradiação foi medida pela técnica das três camadas. O primeiro incremento foi o cervical-horizontal, o segundo e o terceiro, lateral-diagonal com fotopolimerização oclusal ou polimerização por três locais. Os dentes foram divididos em quatro grupos sendo que no grupo 1 e 4 foram posicionadas matrizes transparentes e cunhas reflexivas e nos grupos 2 e 3 foram posicionadas matrizes metálicas e cunhas de madeira. Um laser de argônio experimental (Model 2010 – Spectra Physics) com um comprimento de onda semelhante às lâmpadas halógenas convencionais foi usado para fotopolimerizar os incrementos. O grupo 1 recebeu 50 mW / cm<sup>2</sup> no meio da camada horizontal cervical através da cunha reflexiva , e 150 mW / cm<sup>2</sup> nas paredes laterais através do dente com o fotopolimerizador convencional. O grupo 2 os mesmos valores que o

grupo 1, porém com o uso do laser apenas na direção oclusal. O grupo 3 recebeu 250 mW/cm<sup>2</sup> através da cunha reflexiva cervical, 400mW/cm<sup>2</sup> no meio e 500 mW/cm<sup>2</sup> na oclusal e o grupo 4, as mesmas intensidades descritas no grupo 3 com laser e apenas por oclusal. Todos os incrementos foram fotopolimerizados por 60s e após a polimerização os espécimes foram polidos com discos Sof-lex (3M). Os dentes foram estocados em água por 21 dias a temperatura ambiente e após esse período, foram termociclados (2000 X a 5°C–55°C). Réplicas foram produzidas após a estocagem e a termociclagem e a análise marginal quantitativa foi realizada em um microscópio eletrônico de varredura com aumento de 200 vezes. O critério de avaliação foi: a) margem excelente; b) irregularidades marginais; c) *gaps* marginais; d) margens salientes; e) fratura das margens da restauração; f) fratura das margens de esmalte; e g) abertura marginal. Os valores obtidos através dos escores dessa avaliação foram submetidos a análise estatística da ANOVA com nível de significância de 5%. Os resultados encontrados para a margem cervical, axial e oclusal não apresentam diferenças estatísticas entre os grupos. Antes e após a termociclagem os grupos de alta intensidade apresentam uma perda de adaptação marginal estatisticamente significativa. Os autores concluíram que a técnica de fotopolimerização não tem influência sobre a adaptação, mas a fotopolimerização com baixas intensidades apresenta bons resultados.

Blankenau et al.<sup>18</sup> (1999) em um artigo de revisão sobre as novas opções de fotopolimerizadores de resinas compostas, dizem que os operadores conscienciosos devem entender a química dos materiais, as suas dinâmicas de polimerização, os fatores de estresse criados e a específica intensidade de luz que esses materiais necessitam para alcançar o máximo de resultados. Eles dizem que, ao se escolher um novo método de

polimerização, o operador deve consultar o fabricante sobre a real intensidade liberada pelo sistema e consultar o fabricante da resina para se certificar que esse material será bem polimerizado pelo recurso que será usado. Os autores ressaltaram a necessidade de estudar mais esses novos recursos.

Ernst et al.<sup>43</sup> (2000) se propuseram a avaliar a redução do estresse de diferentes resinas compostas fotopolimerizadas com um aparelho gradual (Elipar-Highlight) através de uma investigação fotoelástica. Vinte amostras dos materiais: Pertac II, Tetric Ceram, Charisma F, Solitaire, Dyract, Dyract AP e Definite foram feitas em uma matriz de acrílico divididos em dois grupos de dez amostras de cada material. Cada grupo recebeu um tipo de polimerização: Convencional com  $700\text{mW/cm}^2$  por 40s ou por 10s com uma intensidade de  $150\text{ mW/cm}^2$  e com uma fotopolimerização de  $700\text{ mW/cm}^2$  por 30s. As amostras foram colocadas em um analisador o qual registrava as variações elásticas durante as fotopolimerizações através de fotografias, as quais foram video-escaneadas e transferidas para um computador. Após a obtenção das imagens foi feita uma análise através de um *software* (Matrox-Inspector), que conta o número de *pixels* para cada amostra durante a fotopolimerização, o tamanho padronizado das amostras e a posição dessas na tela do computador, permitindo a comparação direta para cada espécime antes e após a polimerização. A análise estatística foi feita através do teste de Wilcoxon com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que a redução do estresse de polimerização com a fotopolimerização gradual foi de 15.5% para a resina Pertac II; para a Tetric Ceram 14.5%; para a Solitaire 8.1%; para o Dyract AP 6.5%; para o Definite 4.7%, para a Charisma F 2.3% e para o Dyract não houve diferença entre a luz convencional e a gradual. Concluiu-se que: a) a fotopolimerização em

dois passos foi significativamente superior que a fotopolimerização convencional para o teste aplicado; b) a fotopolimerização em dois passos reduz o estresse de polimerização pois promove o prolongamento do ponto gel das resinas compostas e assim as permite fluir por um período maior antes de completar a fotopolimerização. Esse efeito não é válido para materiais com alta concentração de fotoiniciadores ou em materiais com alta concentração de matriz orgânica.

Brackett et al.<sup>22</sup> (2000) avaliaram o efeito da luz plasma sobre a microinfiltração de restaurações de classe V de resinas compostas. Sessenta terceiros molares humanos recém extraídos foram armazenados em solução de timol a 1% em temperatura ambiente. Preparos cavitários de classe V foram realizados na superfície vestibular e lingual dos dentes sendo que os limites cervicais dos preparos ficaram na junção amelo-cementária. Os ângulos cavo superficiais foram mantidos a 90° e nas margens em esmalte foi realizado bisel de 45°. Uma camada de adesivo dentinário Single Bond e PQ1 foram aplicados para a resina Z250 (3M Dental Products) e Amelogen (Ultradent Products) respectivamente. As cavidades foram preenchidas com duas resinas híbridas, em três incrementos iguais e a cada incremento foi fotopolimerizado com um aparelho XL 3000 (3M Dental Products) de intensidade de 450 mW/cm<sup>2</sup> ou com a luz plasma (PAC Light – Americam Dental Technologies) de intensidade de 1440 mW/cm<sup>2</sup>. As restaurações foram polidas e armazenadas em água a 37°C em estufa bacteriológica por uma semana. Após esse período esses dentes foram termociclados 2500 vezes em banhos entre 5 e 55°C. Após essa fase os ápices foram selados com cera pegajosa e foi deixado uma margem de 1mm ao redor das margens da restauração e os dentes foram pintados com esmalte para unhas para não permitir a passagem de corante. Os dentes foram colocados em uma solução de azul de metileno a 10% por quatro

horas, lavados e secos e embutidos em uma resina transparente para permitir a fixação durante o corte. As fatias foram analisadas em um microscópio binocular com 20 X de aumento. Não foram encontradas infiltrações na interface de nenhuma amostra na região de esmalte, somente na parede gengival em dentina para qualquer tipo polimerização ou de resina composta. Os autores concluíram que o uso da luz plasma aumenta o risco de infiltração marginal na região de dentina para as duas resinas compostas avaliadas.

Bouschlicher et al.<sup>21</sup> (2000), estudaram o efeito do escalonamento da intensidade de luz sobre o grau e conversão da resina composta Pertac II. Os corpos-de-prova foram divididos aleatoriamente em 4 grupos que receberam quatro diferentes métodos de polimerização: grupo 1, fotopolimerização por 40s, a 800mW/cm<sup>2</sup> grupo 2 fotopolimerização inicial por 10s a 100 mW/cm<sup>2</sup> e complementar por 30s a 800 mW/cm<sup>2</sup>, grupo 3, 60s a 800 mW/cm<sup>2</sup> e grupo 4, 10s a 100 mW/cm<sup>2</sup> e polimerização complementar por 800 mW/cm<sup>2</sup>. O grau de conversão foi medido pelo método FTIR (Fourier Transform Infrared Spectrometer) através do uso de um espectrofotômetro infra vermelho que avalia a quantidade de duplas ligações dos monômeros que se transformaram em ligações simples durante a fotopolimerização. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os quatro grupos no grau de conversão.

Friedl et al.<sup>50</sup> (2000) avaliaram a adaptação marginal de restaurações de resina composta e compômero com e sem fotopolimerização inicial de baixa intensidade. Foram usados sessenta dentes molares e executadas sessenta cavidades de classe V com as dimensões de 5,0 X 3,0 X 1.5mm. Vinte dentes foram restaurados com a resina composta Spectrum + Prime & Bond 2.1, (Dentsply), vinte dentes com o compômero Dyract +

Prime & Bond 2.1(Dentsply) e vinte dentes com Hytac + OSB Primer (Espe). Somente no grupo da resina composta foi feito o condicionamento ácido. Os corpos-de-prova foram fotopolimerizados da seguinte forma: Dez corpos-de-prova de cada grupo receberam polimerização convencional de  $800 \text{ mW/cm}^2$  por 40s, enquanto que os outros dez corpos-de-prova de cada material foram polimerizados com uma intensidade inicial de  $150 \text{ mW/cm}^2$  por 10s e depois com a intensidade completa de  $800 \text{ mW/cm}^2$  por 30s. A termociclagem foi realizada em 5000 ciclos de 30s cada variando-se a temperatura entre 5 e  $55^\circ\text{C}$ . A penetração de corante foi realizada com solução de fuccina básica a 0,5% por 16 horas e os corpos-de-prova foram avaliados. Nesse estudo, a polimerização inicial de baixa intensidade não melhorou a adaptação marginal dos materiais estudados. A melhor adaptação marginal foi atingida pela resina Spectrum.

Price et al.<sup>101</sup> (2000) se propuseram a comparar a contração volumétrica de polimerização e o módulo de volume dinâmico de cinco resinas compostas e uma resina flow experimental através da exposição gradual e convencional de luz fotopolimerizadora. Anéis de vidro paralelos de 5mm de diâmetro e 2mm de altura foram condicionados por 5min com ácido hidrofluorídrico e silanizados. Foi aplicado uma camada de adesivo Scotchbond multipurpose na face interna dos discos fotopolimerizados por 10 s. Foram utilizadas cinco resinas compostas, (Surefil, Aeliteflo, Pertac II e Z 100 e uma resina experimental) para o experimento num total de dez amostras para cada condição experimental (100 amostras). Elas foram posicionadas em cada corpo-de-prova entre os anéis de vidro e cobertas com uma matriz de poliéster e fotopolimerizadas por 40s com um fotopolimerizador contínuo convencional Optilux 401, e um Elipar Highlight (gradual). O fator C reproduzido para cada amostra foi aproximadamente 0,8 e por ser um cilindro é calculado a partir da fórmula: Fator C = Diâmetro

dividido por 2 X Altura. Os espécimes foram armazenados em meio ambiente por 24 h. Antes que eles fossem pesados em meio de ar e de água (cuja máxima imersão se deu em 2 min) para calcular sua densidade e volume. Quando o experimento foi completado, as dez amostras de cada material foram embutidas em resina e seccionadas para obtenção de uma fatia transversal do espécime. Os valores de contração volumétrica variaram de 3,10 +/- 1,19 % para a Surefil usando a fotopolimerização convencional até 12,35 +/- 1,38% para a resina sem carga. A resina sem carga exibiu a maior contração volumétrica seguida pela resina flow Aeliteflo. Para todos os materiais testados não houve diferença significativa na contração volumétrica quando a resina foi polimerizada com luz convencional ou com luz em dois passos. Não houve diferença significativa nos valores de contração volumétrica para os compostos híbridos (Pertac II, Z100 e SureFil). Os valores de contração volumétrica também foram altamente sensíveis a quantidade de carga existentes na resina.

Stritikus & Owens <sup>122</sup> (2000) avaliaram restaurações de classe I de resina composta fotopolimerizadas e selantes com uma fonte de luz convencional e uma fonte de luz plasma. Quarenta e oito dentes humanos recém extraídos foram divididos aleatoriamente em quatro grupos de 12 dentes cada. Após condicionamento ácido os grupos 1 e 3 foram preenchidos com o selante Delton Plus e fotopolimerizados por 10 segundos quando usado a luz plasma (KCP 1000 – American Dental Technologies) e por 40 segundos quando usado a luz convencional (Ortholux curing). Os grupos 2 e 4 foram condicionados com ácido fosfórico a 37% por 15s, o primer e o adesivo dental Scotchbond Multi Purpose (3M Dental – Products) foram aplicados em duas camadas. No grupo 2 a fotopolimerização se deu por 5 segundos com a luz plasma e no grupo 4 por 10 segundos com a fonte de luz convencional no grupo 4. Após essa etapa, resina Z100 foi aplicada

em dois incrementos de 1mm cada e fotopolimerizada por 10s com a luz plasma e 40s com a luz convencional. Os dentes depois de restaurados foram armazenados em água destilada por uma semana. Após esse período esses dentes foram termociclados por 200 ciclos entre 5°C e 55°C. Após a termociclagem, os dentes foram mergulhados em uma solução corante de 5% de azul de metileno por 4 horas. Foram então removidos, lavados, secos e incluídos em uma resina para fixação e corte do dente em fatias. Os 12 dentes de cada grupo resultaram em 24 secções para serem avaliadas. A penetração do corante foi avaliada por escores: zero – significou ausência de penetração do corante, 1 – o corante penetrou até metade da restauração, 2 – o corante foi além da metade da profundidade da restauração e 3 – o corante penetrou todo o preparo. Após a coleta dos dados os autores concluíram que: 1) A fotopolimerização com a luz plasma é insuficiente para polimerizar restaurações de resina composta classe I. 2) As altas intensidades promovidas pela luz plasma favorecem a contração de polimerização e portanto aumentam a penetração do corante. 3) A luz plasma seria melhor indicada para fotopolimerizar selantes e brackets ortodônticos. 4) A fonte de luz convencional ainda é a melhor escolha para fotopolimerizar restaurações de resina composta de classe I.

Correr Sobrinho et al.<sup>36</sup> (2000) se propuseram a verificar a influência da distância da ponta polimerizadora, sobre a dureza Knoop em diferentes profundidades, dos compósitos Z 100 e Silux Plus. Os corpos-de-prova medindo 5mm de diâmetro por 2,5mm de altura foram preparados em matriz metálica, cobertas com tira de celulose, com a ponta polimerizadora colocada nas seguintes distâncias : 0,6 e 12mm, utilizando o aparelho XL3000, com potência de 750mW/cm<sup>2</sup>, após a armazenagem a 37°C por 24 horas. A dureza dos corpos-de-prova foi medida com microdurômetro calibrado com carga de 50g por 30s. Os resultados foram submetidos à

análise de variância e ao teste de Tukey (5%), indicando que: a) na resina composta Z100, quanto maior a distância da ponta polimerizadora, menor os valores de dureza Knoop; b) na resina composta Silux Plus, o aumento da distância da ponta polimerizadora não mostrou diferença estatística significativa nos valores de dureza Knoop; entretanto, nas distâncias 6 e 12mm as camadas mais profundas mostraram menor dureza Knoop quando comparadas com aquelas da superfície; c) O produto Z100 foi estatisticamente superior ao Silux Plus nas três distâncias e em todas as profundidades.

Stoll et al.<sup>123</sup> (2000) avaliaram o efeito da rápida polimerização com luz plasma em restaurações de classe II preparadas com SonicSys. Noventa dentes foram divididos em 6 grupos de 15 e restaurados com as resinas compostas Z100 (3M), Herculite XRV (Kerr) e umOrmocer – Definite (Degussa Dental), em dois incrementos de aproximadamente 1.5 mm cada um. Cada corpo-de-prova foi fotopolimerizado com uma luz halógena ou uma luz plasma Apollo 95 E. Após o processo de termociclagem em 2000 ciclos e 50000 ciclos de compressão a 50N foi feita análise quantitativa das margens e penetração por corantes. Após análise, não foi observada diferença estatisticamente significante entre os materiais Z100 e Herculite XRV no que diz respeito à infiltração marginal. Apenas o grupo restaurado com Definite sofreu maior infiltração marginal quando polimerizado com a luz plasma. Os autores concluíram que a rápida polimerização não alterou as margens, mas que mais estudos devem ser feitos para que se possa estabelecer os novos parâmetros para usar essas novas tecnologias.

Lopes et al.<sup>79</sup> (2001) avaliaram o grau de infiltração de cinquenta restaurações de resina composta classe V com margens em

esmalte e dentina usando cinco diferentes técnicas de fotopolimerização. Cinquenta cavidades em forma de cunha foram preparadas em caninos, com a margem oclusal em esmalte e a margem gengival em dentina. O sistema adesivo Excite (Vivadent) foi aplicado conforme as orientações do fabricante. As cavidades foram restauradas com a resina híbrida (TetricCeram/Vivadent) em um incremento. Os dentes foram divididos em cinco grupos e fotopolimerizados da seguinte maneira: G1 – Convencional/Baixa Intensidade: 40s (300 mW/cm<sup>2</sup>); G2 – Em duas etapas: 20s. (300 mW/cm<sup>2</sup>) + 20s. (550 mW/cm<sup>2</sup>); G3 - Alta Intensidade: 5s. (550 mW/cm<sup>2</sup>) + 5min. (sem luz) + 35s. (550 mW/cm<sup>2</sup>); G4 - Convencional/Alta Intensidade: 40s (550 mW/cm<sup>2</sup>); G5 -Baixa Intensidade: 5s. (300 mW/cm<sup>2</sup>) + 5 min. (sem luz) + 35s. (300 mW/cm<sup>2</sup>). Depois de 24 horas em água, os dentes foram termociclados (250 ciclos, 5°C-55°C). Os espécimes foram imersos em solução de azul de metileno por 12 horas e seccionados longitudinalmente, com um disco diamantado. A microinfiltração foi analisada com escala de 0-3. Os dados foram submetidos ao teste Kruskal-Wallis. Para ambas as margens houve menor infiltração com Pulso/Baixa Intensidade. Os piores resultados foram encontrados com o aparelho convencional em alta intensidade. Os resultados sugerem que a técnica do pulso (intervalo entre a fotopolimerização com de baixa com a de alta) pode melhorar a capacidade de selamento marginal de restaurações adesivas.

Yap et al.<sup>142</sup> (2001) avaliaram a influência da polimerização inicial de baixa intensidade na efetividade de polimerização e na formação de trincas após a fotopolimerização em restaurações de resina composta Z100 (3M). Três intensidades de luz dadas pelo equipamento Kavo PollyLUX alta, baixa+média e baixa intensidade, foram comparadas a outro aparelho Spectrum Curing Light . A eficiência de polimerização foi medida através de

um gradiente de dureza dada na superfície e na profundidade dos corpos-de-prova de 2mm após diferentes exposições de tempo. Os resultados desse estudo mostraram que quanto maior o tempo da polimerização maior a dureza final do compósito. Embora a modulação de menor intensidade tenha resultado em menor polimerização quando comparada com a alta intensidade, não foi encontrada diferença significativa entre as três intensidades usadas no estudo. A polimerização com o Spectrum Curing Light resultou em menor contração de polimerização.

Millar & Nicholson <sup>85</sup> (2001), também avaliaram o efeito da luz plasma sobre as propriedades dos materiais restauradores fotopolimerizáveis. Corpos-de-prova de materiais fotopolimerizáveis foram feitos usando-se uma lâmpada fotopolimerizadora normal (20 ou 30s) ou a luz plasma (1 a 2s). Os corpos foram estocados em água até que suas massas se equilibrassem. Muitos corpos perderam material nesse processo mas as perdas foram significativamente maiores naqueles fotopolimerizados com a luz plasma do que com a lâmpada convencional. Os corpos-de-prova retornaram à água para reequilibrarem sua hidratação. As perdas através da dissolução em água sugerem que a polimerização pela luz plasma é menos efetiva para esses materiais do que as lâmpadas convencionais e em materiais com massas molares menores. A perda para os cimentos de ionômero de vidro resino-modificados foram muito maiores do que para as resinas compostas e se concluiu que a luz plasma causa uma significativa inibição da reação ácida – base, parte da reação de endurecimento. Esses achados sugeriram que a durabilidade dos materiais pode ser comprometida se o operador usar a luz plasma ao invés das lâmpadas convencionais e os autores sugerem que mais estudos devem ser realizados sobre o assunto.

Sharkey et al.<sup>113</sup> (2001) se propuseram a avaliar a dureza de superfície de três tipos de resinas compostas (Herculite XRV-Kerr, Glacier-SDI e Silux Plus-3M Dental), disponíveis no mercado, fotopolimerizadas ou por luz halógena ou por luz plasma. Vinte amostras de 2mm de profundidade por 8 de diâmetro de cada resina foram produzidas e dez polimerizadas com luz halógena por 30s (XL3000-3M Dental), e dez fotopolimerizadas com a luz plasma por 10s (95E Apollo-Dental & Medical Diagnostic Systems). A microdureza da superfície foi medida através de um durômetro, tanto na superfície superior quanto na inferior, após sete dias de armazenamento em ar a 20°C. Análise estatística dos dados foram feitas através da análise de variância (ANOVA) ao nível de significância de 5%. A luz plasma apresentou menores valores de dureza sobre as duas superfícies quando comparada com a luz halógena, mas a diferença dependeu do tipo de resina. A luz plasma exibiu menores valores de dureza de superfície estatisticamente significantes.

Sahafi et al.<sup>110</sup> (2001) realizaram um estudo para determinar o efeito da polimerização gradual, sobre as falhas marginais em cavidades de dentina restauradas com resina composta. Foram confeccionadas cavidades cilíndricas em molares humanos as quais foram restauradas com resinas Z100 e Herculite XRV. As cavidades restauradas foram polimerizadas com aparelho Elipar Highlight. Os grupos 1 a 4 foram restaurados com Z100 e os grupos 5 a 8 restaurados com Herculite XRV. As restaurações dos grupos 1 e 5 foram fotopolimerizadas por 40s sob a intensidade de 750 mW/cm<sup>2</sup>. Os grupos 2 e 6 foram fotopolimerizados por 40s em dois passos: 10s a 100 mW/cm<sup>2</sup> e 30s por 750 mW/cm<sup>2</sup>. As restaurações dos grupos 3 e 7 foram polimerizadas por 40s sendo que os primeiros 20s com a ponta do aparelho à dois centímetros da superfície da restauração com a intensidade de 100 mW/cm<sup>2</sup> e em 10s a luz foi colocada

gradualmente próxima a restauração por mais 10s. Nos grupos 4 e 8 foram 40s sendo que os primeiros 20s a luz passava por um filtro esverdeado colocado entre a ponta do aparelho e a superfície da restauração, que proporcionava 140 mW/cm<sup>2</sup>. Os últimos 20s de luz a fonte esteve em contato com a restauração. Os resultados foram analisados pelo teste de Kruskal-Wallis, ao nível de 5% de significância. Os autores concluíram que a polimerização gradual não melhorou a adaptação marginal das duas resinas compostas utilizadas nesse estudo quando comparadas com a polimerização convencional.

Yoshikawa et al.<sup>145</sup> (2001) realizaram um estudo para avaliar a influência do método de polimerização sobre o selamento marginal de restaurações de resina composta, a contração de polimerização e a dureza na superfície superior e inferior de uma resina composta. Cavidades cilíndricas de 1 mm de profundidade e 3 mm de diâmetro foram preparadas sobre discos de dentina de dentes bovinos. Os dentes foram restaurados com dois tipos de adesivos dentinários (Clearfil Photo Bond, and Super-Bond D Liner) e preenchidos com uma resina composta híbrida Photo Clearfil Bright. Foram divididos dez grupos de cinco dentes cada, sendo que em cada cinco grupos foram aleatoriamente aplicados dois tipos de adesivos. Cada grupo foi polimerizado com uma intensidade e um tempo diferente: a) 600 mW/cm<sup>2</sup> / 60s; b) 270 mW/cm<sup>2</sup> / 10s + 5s de intervalo + 600 mW/cm<sup>2</sup> / 50s; c) 20 mW/cm<sup>2</sup> / 10s + 5s de intervalo + 600 mW/cm<sup>2</sup> / 50s; d) 270 mW/cm<sup>2</sup> / 30s + 5s de intervalo + 600 mW/cm<sup>2</sup> / 30s; e) 20 mW/cm<sup>2</sup> / 30s + 5s de intervalo + 600 mW/cm<sup>2</sup> / 30s. Após a polimerização os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C no escuro por 24 horas e termociclados por 300 ciclos entre 4 e 60° C. Os resultados de infiltração marginal mostraram que a intensidade de 270 mW/cm<sup>2</sup> / 10s + 5s de intervalo + 600 mW/cm<sup>2</sup> / 60s mostraram o melhor selamento marginal para ambos adesivos testados. O grupo polimerizado por 600 mW/cm<sup>2</sup> / 60s

resultaram nos piores resultados de selamento marginal. O menor grau de contração e por conseguinte os menores níveis de polimerização foram encontrados no grupo de 270 mW/cm<sup>2</sup> / 10s + 5s de intervalo + 600 mW/cm<sup>2</sup> / 50s. A microdureza *Knoop* foi maior em todos os métodos de polimerização exceto para o grupo de 20 mW/cm<sup>2</sup> / 10s + 5s de intervalo + 600 mW/cm<sup>2</sup> por 50s.

Hasegawa et al.<sup>55</sup> (2001) realizaram um trabalho que avaliou a adaptação marginal de 4 resinas compostas, polimerizadas com dois tipos de aparelhos: um de fotopolimerização convencional: Witelite – Takarabelmont Co, e um de intensidade inicial elevada – Elipar Highlight – Espe. Foram confeccionadas cavidades cilíndricas de 1.5mm de profundidade e 3.0mm de diâmetro em 160 dentes, divididos em dois grupos. O grupo 1 foi tratado com o sistema Megabond – Kuraray, e cada 20 dentes foram preenchidos com uma das quatro resinas compostas, Clearfil APX – Kuraray, Estelite – J. Morita, Silux Plus – 3M e Z100 – 3M. Cada dez dentes restaurados foram fotopolimerizados gradualmente, com 10s em baixa intensidade e 30s em intensidade elevada ou somente com intensidade elevada por 40s. Os outros oitenta dentes foram tratados com um sistema adesivo experimental, que consistia de uma solução de EDTA a 0.5% como condicionador e de Gliceril mono metacrilato a 35% como primer e o Clearfil Photo Bond como adesivo. As cavidades foram restauradas com as quatro resinas compostas e com os dois tipos de polimerização como no grupo do Megabond. A contração de polimerização foi medida através de um microscópio óptico (Orthoplan; Leitz) e expressa em porcentagem do diâmetro da cavidade. Os autores concluíram que as adaptações marginais das resinas compostas foram influenciadas pela eficácia dos sistemas adesivos e que nesse estudo, o uso da polimerização inicial com alta

intensidade pode ser recomendada devido ao uso de um sistema adesivo efetivo.

Yap & Seneviratne <sup>143</sup> (2001) investigaram a influência da densidade de energia luminosa (energia X tempo), sobre a polimerização de resinas compostas em novos aparelhos lançados no mercado. A investigação usou o teste de microdureza na superfície superior e inferior de resinas compostas e a média de dureza em amostras de 2mm de espessura após a exposição a diferentes tipos de densidades de energia. Os parâmetros utilizaram 5 intensidades de energia (200, 300, 400, 500 e 600mW/cm<sup>2</sup>) e nove tempos de irradiação (10, 20, 30, 40, 60, 80, 100, 120 e 180 segundos). Seis amostras foram avaliadas para cada densidade de energia. Os valores de dureza Knoop e a média de dureza obtida com 40s de exposição à luz com uma energia de 600mW/cm<sup>2</sup> foram usados como controle. Os resultados foram submetidos ao teste da Análise de variância (ANOVA) ao nível de significância de 5%. Correlação entre os níveis de dureza e o tempo de polimerização foram feitos fazendo a correlação de Person ao nível de significância de 1%. Os resultados mostraram que uma adequada dureza de superfície foi encontrada com 20s de irradiação em baixa intensidade (200 ou 300 mW/cm<sup>2</sup>). A polimerização de superfície ideal não pode ser atingida com 200mW/cm<sup>2</sup>, mas a partir de 300 mW/cm<sup>2</sup> com 120 segundos de irradiação. A polimerização ideal da superfície inferior foi possível com 30 e 20s de irradiação com 500 mW/cm<sup>2</sup> e 600 mW/cm<sup>2</sup> respectivamente.

Obici et al. <sup>91</sup> (2002) avaliaram as falhas marginais resultantes da contração de polimerização de sete resinas compostas após três diferentes métodos de polimerização. O comportamento da contração também foi avaliado de acordo com a região do espécime. Os materiais

usados nesse estudo foram: Alert – Jeneric Pentron, Surefil – Dentsply Caulk, P60 – 3M, Z 250 – 3M, Z 100 – 3M, Definite – Degussa Dental e Flow-it – Jeneric Pentron. As resinas foram colocadas em moldes de metal, circulares com 7mm de diâmetro e 2mm de altura. A fotoativação foi feita através de: 1) luz contínua – 500 mW/cm<sup>2</sup> por 40 s, b) polimerização gradual com baixa intensidade (150 mW/cm<sup>2</sup>), por 10 s e alta intensidade 500 mW/cm<sup>2</sup> por 30 s e c) luz intermitente (450 mW/cm<sup>2</sup> por 60s). Após a polimerização as superfícies superiores e inferiores dos espécimes foram polidas e armazenadas por 24 horas. A contração de polimerização foi medida através de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados foram analisados pela análise de variância (ANOVA) e as medias comparadas pelo teste de Tukey (5%). Os resultados demonstraram que: a) a luz contínua apresentou os maiores valores de contração de polimerização (15,88 µm), enquanto os outros métodos apresentaram valores de contração menores (luz gradual, 13,26 µm e luz intermitente, 12,79µm); b) os materiais analisados contraem mais na superfície inferior (15,84) do que na superfície superior, (12,11µm), e c) as resinas compostas P60 (10,17µm), Z 250 (10,81µm), Surefil (11,86µm) e a Alert ( 12,02µm), contraíram menos do que as resinas Z100 ( 15,84 µm), e Definite (14,06µm) e finalmente a resina Flow it (23,09µm), de baixa viscosidade que apresentou a maior contração de polimerização.

Fan et al.<sup>45</sup> (2002) investigaram a profundidade de polimerização de diferentes cores de cinco matizes de resinas compostas quando irradiadas com uma luz de comprimento de onda entre 400 e 515 nm a 300 mW/cm<sup>2</sup> como recomendado pelas normas da ISO. OS materiais foram irradiados pelo tempo recomendado pelos fabricantes dos produtos. Após a irradiação a profundidade de polimerização foi avaliada através do método

recomendado pelas normas da ISO, que se utiliza de uma raspagem com uma espátula plástica para avaliar o quanto de resina composta não polimerizou. A profundidade de polimerização foi definida como 50% do comprimento do espécime após o material não polimerizado ter sido retirado através da raspagem manual. Os autores determinaram a média através de cinco amostras avaliadas de cada matiz e de cada cor. Treze (62%) dos 21 materiais atingiram a recomendação mínima da ISO de polimerizar 1,5mm sob as condições apresentadas no estudo. Seis dos oito materiais restantes atingiram a profundidade requerida quando os autores dobraram o tempo de polimerização recomendada pelos fabricantes. Os autores concluíram que a polimerização com intensidade de 300mW/cm<sup>2</sup> parece ser efetiva na maioria dos compostos resinosos desde que apropriados tempos de aplicação sejam utilizados, os quais muitas vezes são maiores do que aqueles recomendados pelos fabricantes.

St. Georges et al.<sup>121</sup> (2002) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a resistência ao desgaste de resinas compostas polimerizadas usando quatro diferentes sistemas de polimerização. Para tanto foi definido em um bloco de cerâmica uma cavidade de 4,0mm de diâmetro X 3,0mm de profundidade, na qual os materiais foram inseridos. Foram utilizados para essa pesquisa duas resinas compostas – Herculite XRV – Kerr, uma resina híbrida, e a Revolution Formula 2 – Kerr – uma resina fluida híbrida. As resinas compostas foram inseridas nas cavidades e fotopolimerizadas com um dos quatro sistemas de polimerização testados a) fotopolimerização convencional, b) fotopolimerização gradual c) fotopolimerização com laser de argônio, d) fotopolimerização com luz plasma. Após a fotopolimerização os espécimes foram armazenados em água deionizada a 37° C por 24 h. O excesso de material polimerizado foi removido através do uso de lixas de granulações cada vez menores. O teste de tensão foi aplicado conforme o

método de Leinfelder. Um jato de água e um polimetilmetacrilato desplastificado simulando o bolo alimentar foi colocado na superfície de cada bloco de cerâmica restaurado com resina composta. O procedimento foi feito em 400000 ciclos. A impressão de cada superfície da resina composta foi tomada com polivinilsiloxano e uma réplica em resina epóxi foi obtida para cada restauração. Para análise das réplicas foi realizada uma varredura com um escaner acoplado um rugosímetro. Para a resina híbrida e a resina *flow* a menor resistência ao desgaste ocorreu em espécimes fotopolimerizados com a luz convencional e a maior naqueles espécimes polimerizados com o laser de argônio. Para ambos compósitos as médias de desgaste foram maiores com o laser que para aqueles fotopolimerizados com os outros três métodos, os quais foram estatisticamente similares.

Halvorson et al.<sup>52</sup> (2002) realizaram um estudo para determinar a relação entre a extensão da fotopolimerização e a quantidade de energia aplicada durante a fotopolimerização de resinas compostas. Para medir esse grau de conversão após 5 minutos e após 24 horas foi utilizado o método Fourier Transform Infrared Spectrometer (FTIR), o qual se utiliza um Espectrofotômetro que registra os picos de absorbância durante a conversão de monômeros de metacrilato com ligações carbônicas duplas (e muitas vezes aromáticas, ou seja, de cadeia fechada), em polímeros, os quais apresentam ligações carbônicas simples. Foram utilizados para esse estudo quatro resinas compostas (Heliomolar-Vivadent, Silux Plus e Z100 – 3M Dental Products, e Herculite XRV – Kerr). Espécimes dos materiais foram feitos formando uma fina camada de aproximadamente 50 a 75µm . Esses espécimes foram fotopolimerizados com o aparelho XL3000 Curing Lamp – 3M Dental Products por 30s enquanto que os dados foram registrados pelo Espectrofotômetro. Após cinco minutos, os espécimes foram armazenados

em temperatura ambiente por 24h até que o espectro de conversão pôde ser coletado. O perfil de polimerização (porcentagem de conversão versus a energia luminosa aplicada), apresentou gradual decréscimo em conversão com o cessar da energia luminosa aplicada. Embora existam diferenças entre a conversão máxima atingida entre os materiais, a diferença do perfil de conversão após cinco minutos e 24 horas parece similar. Os autores concluíram que existe uma relação recíproca entre o tempo de exposição e a dose (quantidade de energia) no grau de conversão dos monômeros resinosos em polímeros. Essa relação estabelece o perfil de polimerização como uma correlação universal entre o tempo de exposição e a quantidade de energia.

Lim et al.<sup>76</sup> (2002) realizaram um estudo para avaliar a contração de polimerização de resinas compostas fotopolimerizadas em dois passos e relacionar ao processo de contração de polimerização e à espessura do espécime. Três testes foram executados para comparar a polimerização em dois passos à convencional contínua utilizando um instrumento servo-hidráulico de alça fechada para medir o estresse de polimerização, a contração de polimerização através de um dilatômetro de mercúrio e o grau de conversão pelo método. Para a polimerização convencional, os espécimes foram ativados por 60s com 330mW/cm<sup>2</sup>. Para a polimerização gradual foi feita uma aplicação de 5s com 60 mW/cm<sup>2</sup> seguido por 2min sem exposição e a segunda exposição por 60s com 330 mW/cm<sup>2</sup>. Para os três testes foram utilizados os mesmos parâmetros de fotopolimerização. Três marcas comerciais de resina composta foram avaliadas: Heliomolar, Herculite e Z100. O estresse de contração 10min após a ativação por luz foi significativamente reduzido pela polimerização em dois passos. A contração volumétrica de polimerização e o grau de conversão não foram significativamente diferentes para as resinas polimerizadas pelas

duas técnicas. Os autores concluíram que a combinação de uma baixa densidade de energia inicial seguida por um período de espera antes da irradiação de luz final com alta intensidade promove uma redução do estresse de polimerização das resinas compostas.

Hofmann et al.<sup>57</sup> (2002) avaliaram a influência da intensidade de luz na polimerização de resinas compostas e compararam a influência da direção dos vetores de contração versus a irradiação de luz com baixas intensidades sobre o selamento marginal de restaurações de classe V em resinas compostas. O grau de polimerização foi estudado indiretamente pela medida de dureza Vickers (1.96N por 30s) na superfície inferior de espécimes em forma de disco de dois mm de espessura em diferentes momentos após a polimerização. Após uma hora, a polimerização usando 600 mW/cm<sup>2</sup> (Heliolux GTE – Vivadent) em contato direto com os materiais, por 20s, 40s ou 60s ou uma intensidade baixa (250 mW/cm<sup>2</sup> - Vivalux), por 60s produziram maiores medidas de dureza quando comparados com 20s, 40s, usando 250mW/cm<sup>2</sup> ou 600 mW/cm<sup>2</sup> a 10mm de distância. Após 3 e 24 horas maiores graus de dureza foram alcançados para todos os métodos de polimerização testados. Após 24 h somente os espécimes irradiados com 600 mW/cm<sup>2</sup> à por 20 ou 40s , distância de 10mm é que apresentaram menores valores de dureza. A influência das diferentes estratégias de polimerização sobre o selamento marginal das restaurações de classe V foram avaliados usando penetração por corante após termociclagem (2500 ciclos - 5-55°C). A polimerização com alta intensidade (600 mW/cm<sup>2</sup>) produziu mais infiltração do que a intensidade de 250 mW/cm<sup>2</sup>. Estando a ponta do fotopolimerizador diretamente sobre a resina ou a 10mm de distância, não houve diferença estatisticamente significativa a respeito da infiltração marginal.

Paravina et al.<sup>94</sup> (2002) realizaram um estudo avaliando a influência da fotopolimerização nas mudanças de cores e na translucência das resinas compostas. Trinta marcas comerciais de resinas compostas microhíbridas e microparticuladas foram analisadas. Foram confeccionados cinco espécimes de cada material em forma de disco com 10mm de diâmetro por 2mm de espessura usando moldes cilíndricos de politetrafluoretileno. Os espécimes foram polimerizados por 60s com um aparelho Demetron 501 – Demetron / Kerr com intensidade de 650 a 760 mW/cm<sup>2</sup>. Os dados foram coletados sempre antes e depois da exposição à luz através de um espectrofotômetro e analisado usando uma equação de medida de mudança de cores adequada. Os resultados indicaram que as diferenças parecem ser aceitáveis para 5 dos 6 pares de resina da mesma cor e produzidas pelo mesmo fabricante. Os autores concluíram que as cores das resinas compostas são dependentes do tipo de fotopolimerização realizada e indicam que os dentistas devem escolher as cores fotopolimerizando-as antes sobre o dente ainda não condicionado, e que os materiais microhíbridos se tornaram mais escuros e os materiais microparticulados se tornaram mais claros após a polimerização.

Firoozmand et al.<sup>48</sup> em 2006 realizaram um trabalho para verificar a influência da infiltração marginal em restaurações de resina composta quando fotopolimerizada por aparelhos de luz halógena e aparelhos de LED. Foram realizados preparos de classe V em 60 dentes bovinos hígidos que foram divididos em três grupos, restaurados com resina composta Z100 (3M – ESPE) e fotopolimerizada com os aparelhos: Optilight – Luz halógena (G1); Optilux 501- RAMP (G2) e de LED, LEC470-1 (G3). As margens da restauração foram analisadas em Lupa esterioscópica (Zeiss) Os resultados foram submetidos à análise estatística de Kruskal-Wallis (5%) e

os autores concluíram que não houve diferença significativa que entre os valores medianos dos grupos.

### **2.3 Considerações sobre a variação da distância entre a fonte de luz e o material restaurador**

Kanca III <sup>64</sup> (1985), avaliou o efeito da distância da fonte de luz, na dureza e na uniformidade de polimerização de dez resinas compostas: P 30, Sinterfil, Fulfil, Estilux Posterior, Marathon, Heliomolar, Profile TLC, Bisfil I, Oclusin, Herculite e Post Com II LC. Os corpos-de-prova de 4mm de espessura foram fotoativados através de duas distâncias, 0 e 4mm, entre a fonte de luz e a superfície da resina composta. Para se medir a dureza, um aparelho impressor Barcol foi utilizado e para se medir a uniformidade de polimerização foi utilizado o delta H, ou seja a diferença entre as unidades Barcol entre a média dos valores da dureza na superfície e na base das resinas. Baixos valores de delta H representam maior polimerização enquanto que altos valores diminuição da polimerização. Os resultados do estudo demonstraram que maiores valores de delta H foram atingidos com o aumento da distância entre a fonte e a superfície das resinas testadas, com diferenças significantes estatisticamente entre as dez resinas compostas testadas. O autor afirma que a diminuição da polimerização altera as propriedades físicas das resinas compostas.

Moseley et al. <sup>88</sup> (1986), avaliaram qual o efeito da variação da distância na intensidade de luz de cinco aparelhos fotopolimerizadores: Elipar, Heliomat, Prisma-Lite, Translux e Ultranoval. Através de um Espectrorradiômetro e da variação de distância em 0, 2, 5, 10, e 20mm a intensidade de luz foi medida em três leituras. Os resultados mostraram que entre as distâncias de 2 e 10mm a intensidade de luz do aparelho Ultra

Novar diminuiu aproximadamente 30%; para o Prisma-Lite, a redução foi de 40% e para os aparelhos Elipar, Heliomat e Translux a diminuição foi de aproximadamente 50%. Os autores concluíram que a diminuição da intensidade de luz em função do aumento da distância depende do aparelho de fotopolimerização.

Muchson & Moore <sup>89</sup> (1992) avaliaram o grau de conversão de oito materiais fotopolimerizáveis, medindo a microdureza após a variação no tempo e na distância da fonte de luz. Os materiais utilizados foram: Prisma VLC Dycal, Timeline, Cavilite, XR- Ionomer, Vitrabond, G-C Fuji Lining LC e Zionomer pasta/pasta e pó/líquido. Usando um molde circular de teflon de diâmetro interno de 6mm e espessura de 1mm os materiais foram inseridos. Após o preenchimento, uma lâmina de vidro de microscopia foi posicionada na superfície para produzir uma superfície lisa. A polimerização foi realizada com um aparelho Demetron VLC 300, variando-se o tempo em 20, 40 e 60 segundos, e a variação da distância entre a fonte luminosa e a superfície dos materiais foi de 0, 3 e 6mm. Cada amostra foi submetida ao teste Knoop de microdureza. Os resultados determinaram que a fonte de ativação de uma distância de 3mm determinou a maior microdureza para todos os materiais, exceto para o J-C Fuji Lining LC. O Vitrabond demonstrou interação estatisticamente significativa entre a distância e o tempo de exposição durante a fotopolimerização. De acordo com os autores existe uma relação diretamente proporcional entre a microdureza e o grau de conversão. Eles concluíram também que a polimerização por pelo menos 40 segundos resultou em aumento de microdureza indicando um maior grau de conversão em relação às amostras fotoativadas por 20 segundos.

Pires et al. <sup>99</sup> (1993) avaliaram os efeitos na variação da distância da fonte de luz em relação à dureza, e na velocidade e grau de

conversão da resina composta Silux Plus – 3M. Uma cavidade circular medindo 6mm de diâmetro de 2mm de espessura foi preparada em um molde apoiado sobre um disco de dentina para simular o assoalho de uma cavidade. Após a inserção da resina, a superfície foi coberta com uma matriz e fotopolimerizada com um aparelho Optilux 401 – Demetron em quatro distâncias diferentes: 0, 2, 6 e 12mm. Para cada distância havia cinco amostras. A intensidade de luz foi medida por diferentes marcas de radiômetros: SureCure (Ho Dental), Cure-Rite (Efes) e Curing radiometer (Demetron), respeitando-se as mesmas distâncias. Após 24 horas, as amostras foram polidas com uma lixa de granulação de grana 600 para se produzir uma superfície uniforme. A dureza de superfície foi avaliada por um microdurômetro (Buehler) usando-se a carga de 10g por 12 s na superfície e na parte inferior do espécime. Os valores foram coletados e as médias convertidas para valores de dureza Knoop. A análise estatística foi feita através do *software* SAS de estatística. Os autores concluíram que: a) a dureza de superfície da resina composta praticamente não foi afetada pela variação da distância da fonte polimerizadora ou pela intensidade de luz; b) a intensidade de luz está diretamente relacionada com a dureza da resina composta na região inferior; c) a dureza na região inferior da amostra foi substancialmente menor que a dureza do topo em qualquer distância de polimerização e diminui à medida que a fonte de luz é afastada. A profundidade de polimerização também diminui à medida que a fonte de luz é afastada. Para se garantir uma adequada profundidade de polimerização, os tempos de polimerização recomendados pelo fabricante devem ser estendidos sempre que a intensidade de luz for diminuída pela variação de distância.

Rueggerberg & Jordan <sup>107</sup> (1993), estudaram também a variação da distância da fonte emissora de luz e o tempo de exposição no grau de conversão da resina composta P50 - 3M. Os corpos-de-prova foram confeccionados em duas matrizes Mylar, polimerizados por 10, 20, 40 e 60 segundos, com variações de distância de 0, 2, 4, 6, 8 e 10mm. Para cada condição havia 5 amostras. O aparelho utilizado para a fotopolimerização foi o Demetron VLC 300, e o grau de conversão das amostras foram determinados pelo Espectro infravermelho. Os resultados mostraram que o grau de conversão foi reduzido à medida que a distância da fonte luminosa foi aumentada, porém a única diferença estatisticamente significativa foi notada com o tempo de exposição de 20s para distância de 8 e 10mm. O aumento da distância de luz para 6mm causou redução no grau de conversão. Os autores concluíram que o grau de conversão foi mais influenciado pelo tempo de exposição do que pela variação da distância entre a luz e superfície da amostra. Concluíram ainda, que a intensidade de luz não diminui na proporção inversa do quadrado da distância.

Bennett et al.<sup>15</sup> (1994) estudaram o efeito da distância e da temperatura da fonte de luz no grau de conversão da resina composta APH - Dentsply. Foram confeccionados corpos-de-prova medindo 6mm de diâmetro e 1,8mm de espessura e divididos em dois grupos. No primeiro grupo, os corpos-de-prova foram mantidos a 22°C e fotopolimerizados com o aparelho Demetron VLC por 40s, variando-se as distâncias em 0, 1 e 3mm entre a fonte luminosa e a superfície da resina composta. No segundo grupo as amostras foram fotopolimerizadas com as mesmas distâncias, no entanto a 37°C. Os autores concluíram que não houve variação no grau de conversão das amostras fotopolimerizadas a 37°C, porém nas amostras fotopolimerizadas a 22°C o grau de conversão foi significativamente menor para todas as distâncias.

Park <sup>95</sup> (1996) também variou a distância da fonte de luz, usando fotopolimerização e polimerização complementar com calor para comparar o grau de conversão das resinas compostas Brilliant – Coltene, Charisma – Kulzer, CR Inlay e Z100. Vinte amostras com 4mm de espessura foram preparadas e fotoativadas por 60 segundos, sendo que dez receberam polimerização complementar com o calor a 120<sup>o</sup> C por 7 minutos, usando o aparelho DI-500. Em seguida, todas as amostras foram seccionadas e divididas em quatro grupos de acordo com as distâncias da fonte luminosa, respectivamente 0, 1, 2 e 3mm. O grau de conversão foi avaliado por um Espectrofotômetro (IFS 120 HR-Bruker, Karlsruhe, Germany). O autor observou que quando as amostras foram polimerizadas o grau de conversão diminuiu significativamente à medida que a distância da fonte luminosa aumentou, principalmente quando excedeu 2mm. Ao utilizar do calor como forma complementar de polimerização, observou um significativo aumento no grau de conversão. O autor concluiu que, além da distância da fonte de luz e da polimerização complementar com calor, a espessura e o tipo de resina composta também interferem no grau de conversão.

Hansen & Asmussen <sup>54</sup> (1997) realizaram três estudos para correlacionar a profundidade de polimerização e a distância da luz dos aparelhos de fotopolimerização. O primeiro estudo mediu através de radiografias interproximais a profundidade das cavidades. O estudo 2 foi feito através de quatro aparelhos fotopolimerizadores e duas resinas compostas e o terceiro estudo avaliou a microdureza 0,5mm abaixo da superfície a 1, 1,5 e 2,0mm. Acima dessa distância a resina ficou tão macia que não era possível medir. A dureza de superfície foi medida a cada 0,5mm em relação à distância. Os resultados mostram que as cavidades em pré-molares inferiores eram freqüentemente de 4-5 mm, de 5-6mm em pré superiores e

molares inferiores, e de 5-7mm em molares superiores e finalmente em 15% dos dentes eram maior ou igual a 8mm. A profundidade de polimerização diminuiu moderadamente e de forma linear com o aumento da distância durante a irradiação. Uma distância de irradiação de 12mm reduziu a profundidade da fotopolimerização em 1mm comparada com a resina em contato direto com a fonte de luz.

Mehl et al.<sup>83</sup> (1997) avaliaram o efeito de uma fotopolimerização inicial em baixa intensidade de luz, seguida por uma final com máxima intensidade, na adaptação marginal da resina composta Tetric (Vivadent). A fotopolimerização foi realizada com o aparelho Heliolux GTE, variando-se a distância entre a fonte luminosa e a superfície da resina composta. Trinta e dois dentes molares humanos receberam preparo cavitário localizado da metade acima e metade abaixo da junção amelo-cementária. O sistema adesivo Syntac e a resina composta Tetric (Vivadent) foram aplicados de acordo com as orientações do fabricante. Os 32 preparos foram divididos em quatro grupos. O grupo controle recebeu fotopolimerização com 450 mW/cm<sup>2</sup> a 0mm de distância por 60s. Os outros três grupos foram fotopolimerizados por 20s com intensidades iniciais de 70%, 56% e 37%, correspondentes às distâncias entre o aparelho e a resina de 4, 8 e 20mm respectivamente. Os três grupos foram expostos também a fotopolimerização final com 100% de intensidade por 40s. Todos os grupos foram termociclados e em seguida foram confeccionadas réplicas em resina epóxica para análise em microscópio eletrônico de varredura. As avaliações foram feitas considerando dois escores: margem perfeita e fenda marginal. Os resultados mostraram que o maior grau de adaptação marginal foi conseguido quando a resina composta foi polimerizada com distâncias de 4 e 8mm por 20s. Os autores concluíram que a diminuição da intensidade da luz variando a distância foi significativamente melhor para a integridade marginal.

Sagagushi & Berge <sup>111</sup> (1998), avaliaram a relação entre a intensidade de luz, o grau de conversão e a contração de polimerização pós-gel. Amostras da resina Bisfil P (Bisco) foram polimerizadas à distância de 7mm com o aparelho Demetron 400. O grupo controle foi fotopolimerizado com intensidade máxima de 337mW/cm<sup>2</sup> por 40s. Outros três grupos também foram fotoativados por 40s, porém, com intensidades de 71%, 49% e 34% do grupo controle. O quinto grupo foi fotopolimerizado por 20s a 71% do controle seguido de polimerização adicional por 20s sob intensidade máxima. Os resultados mostraram que o grau de conversão para as amostras fotopolimerizadas sob duas intensidades de luz não foi significativamente diferente quando comparado às amostras fotopolimerizadas sob baixa ou alta intensidade por 40s. As amostras fotoativadas sob duas intensidades de luz apresentaram 21,8% de redução na contração de polimerização. Os autores concluíram que a fotopolimerização sob intensidades mais baixas do que a máxima resultou em significativa redução na contração de polimerização e não afetou significativamente o grau de conversão.

Prati et al. <sup>100</sup> (1999) avaliaram a diminuição da intensidade da luz variando a distância entre a fonte luminosa e a resina composta. Amostras das resinas Silux Plus – 3M e Prisma-Fil – Caulk, foram confeccionadas entre duas lâminas de vidro e fotopolimerizadas com dois aparelhos: Visilux II – 3M e Coltolux – Coltene. O radiômetro SureCure – Ho Dental foi utilizado para medir a variação da intensidade de luz. Análise da regressão linear foi aplicada para verificar a relação entre a intensidade da luz e a variação da distância. Os autores concluíram que ocorreu uma significativa redução na intensidade de luz devido ao aumento da distância da fonte luminosa.

Rueggeberg et al.<sup>108</sup> (1999) afirmaram que uma intensidade inicial baixa é capaz de realçar ou acentuar a adaptação marginal. Essa filosofia baseia-se no conceito de que baixas intensidades de luz reduzem o número e o ritmo de formação de radicais livres, e isso diminui a velocidade da reação de polimerização. Essa diminuição na velocidade de conversão permite pensar que o material flui por mais tempo dentro da cavidade e assim acomoda a contração de polimerização ao passar da fase gel para o estado de dureza. Uno & Asmussen<sup>87</sup> (1991) e Mehl et al.<sup>51</sup>, (1997), encontraram evidências diretas para essa hipótese. Entretanto é necessário para essa restauração, que embora fotopolimerizada gradualmente, apresente características como se tivessem sido fotopolimerizadas com intensidade de luz contínua para que a performance química do material não seja comprometida ou sua biocompatibilidade diminuída. Os autores se propuseram a avaliar o efeito da pequena intensidade inicial sobre resinas compostas, e esse efeito sobre a contração de polimerização. A resina composta Herculite XRV – Kerr, na cor A2 foi utilizada nesse estudo. Esse material foi posicionado sob uma lâmina de cristal anti-reflexo nas dimensões de 10 X 5 X1 mm e foi coberto com um pequeno pedaço de matriz plástica com espessura 0,08 mm e pressionado até uma espessura de 70 $\mu$ m usando um microscópio. A espessura das amostras foi medida quimicamente através de um micrometro digital. Esse conjunto foi posicionado a um espectrofotômetro (FTS-40-Digilab/Bio-Rad). O grau de conversão foi monitorado às distâncias de zero milímetro (em contato com a superfície), 1mm, 2mm e 3mm da superfície. As condições de exposição da luz foram: 40s ou 60s com 100% de intensidade (800 mW/cm<sup>2</sup>) ou a exposição em dois passos com 133 mW/cm<sup>2</sup> / 10s seguida de 40s ou 60s de exposição com 800 mW/cm<sup>2</sup> (Elipar Hightlight, Espe). Os resultados foram analisados

usando a ANOVA ( $p < 5\%$ ) e indicaram que a polimerização em dois passos produziu menores médias de conversão de polimerização estatisticamente significantes na superfície e a 1mm de profundidade, mas o aumento dos tempos de exposição podem promover valores de conversão equivalentes à exposição contínua.

Aguiar et al.<sup>1</sup> (2002) avaliaram a microinfiltração *in vitro* de restaurações de resina composta (P 60 – 3M – Espe), preenchidas por duas técnicas e fotopolimerizadas de três diferentes maneiras. Cavidades de classe V padronizadas foram preparadas sobre a superfície de esmalte de sessenta incisivos bovinos recém extraídos. Os dentes foram aleatoriamente divididos em seis grupos: a) três incrementos, intensidade de 380mW/cm<sup>2</sup> /10s +680 mW/cm<sup>2</sup> / 20s; b) três incrementos, 200 mW/cm<sup>2</sup>/ 10s + 680 mW/cm<sup>2</sup>/ 20s; c) três incrementos, 680 mW/cm<sup>2</sup>/30s; d) um incremento, intensidade de 380mW/cm<sup>2</sup> /10s +680 mW/cm<sup>2</sup> / 20s; e) um incremento, 200 mW/cm<sup>2</sup>/ 10s + 680 mW/cm<sup>2</sup>/ 20s e f) um incremento, 680 mW/cm<sup>2</sup> / 30s. A intensidade de 200 mW/cm<sup>2</sup> foi conseguida colocando-se a ponta do aparelho à 13mm da restauração. Após acabamento e polimento das restaurações com discos Sof-Lex (3M – Dental Products) os dentes foram termociclados por 3000 ciclos e imersos em solução de azul de etileno a 2% por 12 horas. Os espécimes foram então lavados e preparados para a análise espectrofotométrica para quantificar a infiltração de corante na restauração. Os resultados mostraram que os três meios de fotopolimerização não apresentaram diferenças estatisticamente significantes para os grupos de polimerização incremental. No entanto para o preenchimento em bloco único, a polimerização convencional apresentou os maiores valores de infiltração marginal, que foi estatisticamente diferente dos outros dois métodos. Os autores concluíram que: a) fotopolimerização com baixa intensidade inicial e polimerização a 13mm de distância apresentou as

menores médias estatisticamente significativas de infiltração do que a fotopolimerização convencional com os preenchimentos em bloco único. b) A técnica incremental apresentou as maiores médias de infiltração estatisticamente diferente dos grupos de incremento único; c) nenhuma técnica de fotopolimerização ou de inserção foi capaz de evitar a infiltração.

Lindberg et al.<sup>77</sup> (2005) realizaram um estudo “*in vitro*” comparando a profundidade de polimerização obtidas com fontes halógenas de luz e LED. Foram realizados corpos-de-prova em resina Tetric Ceran A3 – Ivoclar – Vivadent, com o diâmetro de 4mm e 6mm altura. Os equipamentos polimerizadores testados foram 6, sendo 2 equipamentos halógenos contínuos, (Demetron 2000 – Demetron-USA – 500 mW/cm<sup>2</sup> e Australis 7 Ivoclar – Vivadent) e dois equipamentos de LED contínuos, (Luxomax – Aqueda Dental – Denmark - 200 mW/cm<sup>2</sup> e Ultralume 2 - Ultradent Products USA, 360 mW/cm<sup>2</sup> ) e mais um equipamento de pulso, Bisco Vip – 200 a 600 mW/cm<sup>2</sup> - Bisco – USA e um equipamento progressivo (Elipar Trilight – 3M-ESPE - 650 mW/cm<sup>2</sup>). Foram realizados 5 corpos-de-prova para cada situação. Os corpos-de-prova foram polimerizados a distância de 0, 3 e 6mm para se avaliar a variação de intensidade sobre o material. Após a fotopolimerização, os espécimes foram estocados por 24h no escuro em temperatura ambiente e o teste de dureza foi realizado através de um microdurometro (H.W. Wallace – Croy – dom England) por 1 min em cada corpo-de-prova com uma carga de 100g para cada espécime. A medida de dureza H foi determinada através dos valores obtidos nas profundidades de 0,5, 1, 1,5, e 2,0mm respectivamente. Após a coleta dos dados, foi realizado o teste da ANOVA segundo o teste de Newman-Keuls. Os autores puderam concluir que todos os equipamentos em questão puderam fotopolimerizar os corpos-de-prova desde que com a ponta a menos de 6mm de distância e um tempo não menor de 20s.

## 2.4 Aparelhos fotopolimerizadores de Diodos emissores de luz – LEDs.

Mills et al.<sup>86</sup>, em 1999, se propuseram a avaliar se um aparelho de LED pode produzir profundidade de polimerização semelhante um aparelho de luz halógena ajustado para fornecer uma intensidade de luz de  $300\text{mWcm}^2$  e caracterizar a potência dos aparelhos fotopolimerizadores. Foram utilizados os aparelhos de luz halógena Coltolux 4 (Coltene) e o aparelho de LED (Nichia Chemical Industries) contendo 25 LEDs azuis. Três tipos de resinas compostas indicadas para dentes anteriores e posteriores foram utilizadas, Silux Plus, cor U, P50 cor U e Z100 MP cor A3,5 (3M). Um molde de aço inoxidável com 4mm de diâmetro e 6mm de profundidade foi preenchido com resina composta para a confecção das amostras que foram polimerizadas seguindo o tempo de exposição preconizado pelo fabricante. Seis amostras foram confeccionadas para cada aparelho utilizado. A profundidade de polimerização foi medida com o auxílio de um penetrômetro que consiste em uma agulha de 0,5mm conectada rigidamente a um peso de 1250g e a profundidade de polimerização pode ser diretamente lida através de um medidor. Os resultados mostraram que houve uma grande diferença entre a distribuição espectral dos aparelhos. A irradiação do aparelho de LED e do aparelho de luz halógena foi de  $290\text{mWcm}^2$  e  $455\text{mWcm}^2$  respectivamente. O aparelho de LED polimerizou todas as resinas compostas com uma profundidade de polimerização significativamente maior ( $p < 0,05$ ) que o aparelho de luz halógena. O aparelho de LED com a irradiação de 64% do aparelho de luz halógena atingiu uma profundidade de polimerização significativamente maior. A distribuição espectral dos aparelhos de luz emitida deve ser considerada em adição a irradiação, bem como a performance indicada. Os autores concluíram que os aparelhos de

LED podem ter um potencial para o uso odontológico, pois sua performance não reduz significativamente com o tempo como ocorre com os aparelhos de luz halógena convencionais.

Jandt et al.<sup>62</sup>, em 2000, avaliaram a profundidade de polimerização e força compressiva de resinas compostas polimerizadas com aparelhos de LED ou aparelhos convencionais de luz halógena. As resinas compostas TPH Spectrum (Dentsply) nas cores A2 e A4 foram fotopolimerizadas por 40s com o aparelho de luz halógena Spectrum (Dentsply) e um aparelho com 27 LEDs azuis (Nichia Chem. Ind.). A profundidade de polimerização foi medida a partir de dez amostras de 4mm de diâmetro e 8mm de profundidade com o uso de um penetrômetro. Os resultados foram comparados usando o teste estatístico t-Student. Forças compressivas foram determinadas após 6 e 72h, para 6 amostras de 4mm de diâmetro e 6mm de profundidade para cada cor depois de ser polimerizada por 40s. Os grupos foram comparados estatisticamente usando o teste de ANOVA. O aparelho de luz halógena promoveu uma profundidade de polimerização significativamente maior (A2- 6,40mm, A4- 5,19mm) que o aparelho de LED (A2- 5,33mm, A4- 4,27mm). Ambos os aparelhos polimerizaram a resina composta mais profundamente do que o proposto pela ISO 4049 e o fabricante. O teste ANOVA mostrou que não houve diferença significativa na força compressiva das amostras produzidas tanto com o aparelho de LED como de para o de luz halógena. Diferenças significantes na força compressiva das amostras armazenadas por 6 e 72h e amostras com diferentes cores foram confirmadas no teste estatístico. O espectro de luz de ambas as unidades diferiram fortemente. Enquanto o aparelho de luz halógena mostrou uma larga distribuição do comprimento de onda comum com pico de energia de 497nm, o aparelho de LED emitiu a

maior quantidade de luz produzida a 465nm. O aparelho de LED produziu um total de 350mW/ cm<sup>2</sup> enquanto o aparelho de luz halógena produziu um total de irradiação de 755mW/ cm<sup>2</sup>. Os resultados mostraram que ambos os aparelhos promoveram suficiente potência para ultrapassar as necessidades mínimas em relação às resinas compostas (profundidade de polimerização de acordo com ISO 4049 e força compressiva indicada pelo fabricante). A força compressiva das resinas compostas polimerizadas em condições laboratoriais com um aparelho de LED foram estatisticamente equivalentes às aquelas polimerizadas com o aparelho de luz halógena convencional. Sendo que o aparelho de LED possui vantagens inerentes, tais como potência constante durante a vida útil dos diodos e um grande potencial para alcançar uma qualidade de polimerização da resina satisfatória clinicamente.

Kurachi et al.<sup>73</sup>, em 2001 avaliaram a microdureza de uma resina composta polimerizada por cinco aparelhos de LED e um aparelho fotopolimerizador convencional de luz halógena K&M (200R). O teste de microdureza foi usado para comparar a eficácia de ambos os tipos de fontes de luz. Nos aparelhos de LED utilizados foram empregados: (L2) dois LEDs, (L3) três LEDs, (L4) quatro LEDs, (L5) cinco LEDs ou (L6) seis LEDs azuis, estas séries de LEDs (Nichia Chem. Ind.) emitiam um pico de luz de 470 nm. A resina composta Z100 (3M) na cor A3 foi polimerizada por 20, 40, 60, 120 e 180s com os aparelhos a base de LED e por 40s com o aparelho de luz halógena. As amostras de resina foram preparadas com 0,35; 1,25 e 1,8mm de espessura. Cinco amostras de cada grupo foram realizadas. A avaliação da microdureza Vickers foi realizada com três indentações para cada amostra, utilizando 50g de carga com 30s de tempo de permanência. Todas as amostras polimerizadas com os aparelhos a base de LED mostraram menores valores de microdureza quando comparadas as de luz halógena no tempo de polimerização de 40s. O aparelho com seis LEDs mostrou-se o

mais eficiente dos aparelhos. Este apresentava a intensidade de luz de  $79\text{mW/cm}^2$ , enquanto o de luz halógena obteve a intensidade de luz de  $475\text{mW/cm}^2$ . Para todos os aparelhos apresentados, maiores tempos de exposição ou uma camada mais fina de resina são necessários para se alcançar razoáveis valores de microdureza. Os autores afirmam, que apesar das diferenças de irradiação quando comparada com a luz halógena, aparelhos a base de LED mostraram ser um promissor instrumento de polimerização.

Leonard et al.,<sup>75</sup> em 2002 compararam a eficiência de polimerização de três aparelhos de LED com aparelhos de quartzo tungstênio halogênio (QTH) através do teste de microdureza. A potência da densidade (intensidade) e emissão espectral de cada aparelho de LED foi comparado com o aparelho de QTH em ambas variações espectrais 380 a 520nm e 450 a 500nm. Moldes de politetrafluoretileno com 2mm de altura e 8mm de diâmetro foram usados para a confecção de cinco amostras, para cada combinação; tempo de exposição, tipo de resina composta; (microparticulada Silux Plus e híbrida Z 100 (3M)) e fotopolimerizadores de LED - Luma Cure (LumaLite), VersaLux (Centrix) com 7 LEDs, combinação de LED com luz halógena - ZAP Dual Curing (CMS) com 12 LEDs e o aparelho de luz halógena - Optilux 401 (Kerr/ Demetron). As amostras foram armazenadas a seco, em um recipiente a prova de luz, por 24h. Decorrido este período, realizou-se três medidas de dureza Knoop, utilizando 100g de carga com um tempo de permanência de 10s, na superfície e base das amostras, e calculou-se a média entre base/superfície (B/S). O valor de 80% foi indicado como satisfatório para a polimerização. A potência de densidade (potência/ unidade de área) dos aparelhos de LED e de QTH foi medida por um medidor de potência a laser em ambas as variações de espectro de luz (380-780nm) e a variação do espectro (entre 450 e 500nm) usando a

combinação de filtros de ondas curtas e longas. Os resultados demonstraram que a emissão dos aparelhos de LED refletiram mais a absorção do espectro do fotoiniciador comumente utilizado, canforoquinona. Especificamente, 95% do espectro de emissão VersaLux, 87% do LumaCure, 84% do ZAP LED, e 78% do ZAP combinação LED e QTH esteve entre 450 e 500nm. Em contraste, apenas 56% do espectro de emissão do aparelho de luz halógena Optilux 401 esteve dentro desta variação. Entretanto a densidade de potência entre 450 e 500nm foi ao menos quatro vezes maior para a luz halógena que o aparelho exclusivamente de LED. Como resultado, os aparelhos de LED necessitaram de 39 à 61s para polimerizar 2mm de espessura de resina híbrida e entre 83 à 131s para adequadamente polimerizar a resina de micropartículas. Por comparação, o aparelho QTH necessitou de apenas 21 e 42s para polimerizar a resina híbrida e de micropartículas, respectivamente. Os aparelhos de LED de primeira geração, neste estudo necessitaram de consideravelmente maior tempo de exposição que os aparelhos QTH para polimerizar adequadamente a resina composta híbrida e de micropartículas.

Soh et al.<sup>119</sup>, em 2003, analisaram a efetividade de polimerização de dois aparelhos de LED; Elipar FreeLight (FL) (3M) contendo 19 LEDs e GC e-Light (EL) (GC) contendo 64 LEDs; um aparelho convencional de luz halógena Max (MX) (Dentsply); aparelho de luz halógena de alta intensidade Elipar TriLight (TL) (3M); e um de luz halógena de altíssima intensidade Astralis (AS) (Ivoclar-Vivadent) em variadas profundidades de cavidades. Dez modos de fotopolimerização foram estudados, entre eles: a) FL1- 400mW/cm<sup>2</sup>, em 40s; b) FL2- 0-400mW/cm<sup>2</sup>, 12s e 400 mW/cm<sup>2</sup>, 28s; c) EL1- 750mW/cm<sup>2</sup>, 10 pulsos x 2s; d) EL2- 350mW/cm<sup>2</sup>, 40s; e) EL3- 600mW/cm<sup>2</sup>, 20 s; f) EL4- 0-600mW/cm<sup>2</sup>, 20s e 600mW/cm<sup>2</sup>, 20s; g) TL1- 800mW/cm<sup>2</sup>, 40s; h) TL2-100-800mW/cm<sup>2</sup>, 15s e

800 mW/cm<sup>2</sup>, 25 s; i) AS1- 1200mW/cm<sup>2</sup>, 10s, j) MX- 400mW/cm<sup>2</sup>, 40s. A resina Z100 (3M) na cor A2 foi utilizada para a confecção das amostras, em moldes com cavidades de 2 a 4mm de profundidade e 4mm de largura. A efetividade de polimerização de cada um dos modos de ativação foi determinada pela medida Knoop da superfície e da base das amostras com 2, 3 e 4mm, utilizando uma carga de 500g pelo tempo de permanência de 15s. Os resultados foram analisados usando o teste estatístico de ANOVA e Scheffe ( $p < 0,05$ ). Na superfície, a média de dureza Knoop observada com os aparelhos de LED variaram de  $55,42 \pm 1,47$  a  $68,54 \pm 1,46$ , enquanto que para a luz halógena estes valores variaram de  $62,64 \pm 1,87$  a  $73,14 \pm 0,97$ . Na base, a média de dureza Knoop observada com LED e luz halógena variaram de  $46,90 \pm 1,73$  a  $66,46 \pm 1,18$  e  $62,26 \pm 1,93$  a  $70,50 \pm 0,87$ , respectivamente. Diferença significativa entre os valores de dureza da superfície e da base foi observada entre diferentes aparelhos de LED e de luz halógena. Embora a polimerização com a maioria dos modos de EL resultaram em dureza Knoop da superfície e da base significativamente menores do que aparelhos convencionais de luz halógena; não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os modos de ativação de FL. Por isso, a efetividade da polimerização com aparelhos de LED é produto dependente.

Uhl et al.,<sup>132</sup> (2003) investigaram a dependência do tempo de exposição sobre a dureza Knoop e a profundidade de polimerização de resinas compostas, quando polimerizadas com uma luz halógena (Elipar Trilight - 3M ESPE – 660 mW/cm<sup>2</sup>) e dois LEDs (Freelight – 3M ESPE - 270– mW/cm<sup>2</sup>) e um protótipo (LED 63 – University of Bristol – 638 – mW/cm<sup>2</sup>). O equipamento Elipar Trilight foi utilizado no modo progressivo e no modo normal. Quatro resinas compostas foram usadas nesse estudo: Z100 – 3M

ESPE, Spectrum TPH – Dentsply, ambas contendo somente canforoquinona como fotoiniciador e as resinas Definite – Degussa e Solitaire 2 – Heraeus – Kulzer), contendo co-iniciadores além da canforoquinona. Foram executados 10 corpos-de-prova com 4mm de diâmetro por 8mm de profundidade para cada combinação de material, fotopolimerizador, modo de polimerização, e tempo de polimerização, num total de 640 corpos-de-prova. A profundidade de polimerização obtida através de um penetrômetro. Após essa análise, 10 corpos-de-prova de cada resina com as medidas de 4mm de diâmetro e 2mm de profundidade, foram polimerizados por 5s, 10s, 20s, 40s, para que fossem levados a um microdurômetro (Shimadzu Ltd, Kyoto, Japan), com a carga de 300g durante 15 segundos tanto no topo quanto na base. A profundidade de polimerização obtida com o Elipar-Trilight no modo normal foi significativamente maior estatisticamente do que a obtida com os LEDs para todos os materiais e tempos de polimerização, ( $p < 0,05$ ). O LED protótipo alcançou uma profundidade de polimerização estatisticamente maior do que o LED Freelight para todos os materiais e tempos usados. Não houve diferença estatisticamente significativa em dureza Knoop nas superfícies de 2mm de espessura entre o LED 63 (protótipo) ou o Elipar-trilight para a resina Z100 em todos os tempos de polimerização e para a resina Spectrum TPH para 20 e 40s. As resinas que contêm co-iniciadores mostraram-se com uma dureza menor, tanto no topo quanto na base quando fotopolimerizadas com o LED ao invés da luz halógena. O experimento revelou que o teste de profundidade de polimerização não discrimina os LEDs da luz halógena e que no teste de dureza há diferenças devido a adição de co-iniciadores não sensíveis ao comprimento de onda emitido pelos LEDs.

Ernst et al.<sup>44</sup> em 2004 analisaram a profundidade de polimerização de cinco aparelhos de LED azul comparando-os a três

aparelhos luz halógena. Foram utilizados os aparelhos de LED de primeira geração: a) E-Light (GC) com 64 LEDs, a 40s; b) Elipar FreeLight (3M) com 19 LEDs, 40s; aparelhos de LED de alta potência; c) Elipar FreeLight 2 (3M), 20s e 40s; d) Ultra-Lume LED 2 (Ultradent), 20s e 40s; e) LE Demetron 1 (Kerr), 20s e 40s. Já os aparelhos de luz halógena convencional testados foram: a) Optilux 501 (Kerr), modo padrão 20 e 40s, turbo 20 s; b) Elipar TriLight (3M), 40s; c) Astralis (Vivadent), 10 e 20s. Moldes de aço inoxidável com 5mm de diâmetro e altura variando de 1 a 5mm foram preenchidos com a resina composta híbrida Tetric Ceram (Vivadent) na cor A3. As amostras foram polimerizadas com a distância de 7mm da base e as amostras que serviram de referência para a análise da microdureza foram polimerizadas em contato direto. As amostras de referência com a maior dureza superficial para todos os aparelhos medidos serviram de controle. A microdureza foi medida decorridos os 10min de exposição na superfície e base das amostras. A dureza superficial e de base na proporção  $\geq 80\%$  das amostras controle, polimerizadas à distância zero, foram definidas como clinicamente aceitáveis para polimerização segura. Os resultados mostraram que com a luz convencional, a média máxima das amostras de resina composta que fotopolimerizaram-se suficientemente (proporção relativa da superfície  $\geq 80\%$ ) foi: 3mm de espessura para o aparelho Optilux 501 modo padrão, 40s; 2,5mm para o Trilight, 40s e 1,5mm para Australis 10, 20s. A primeira geração dos aparelhos de LED FreeLight e GC e-Light, ambos aplicados por 40s, e o Optilux 501 operado por 20s no modo padrão e turbo não puderam polimerizar suficientemente amostras com 1mm de espessura na distância de 7mm. Os aparelhos FreeLight 2 e o Ultra-Lume LED 2 polimerizaram amostras de resina até 2,5mm de espessura em 40s a proporção relativa de superfície  $\geq 80\%$ , enquanto que uma profundidade de polimerização não suficiente foi encontrada após 20s de tempo de exposição para o FreeLight 2. O LED Demetron 1 equipado com um guia de luz de 13/8mm alcançou a

profundidade de polimerização de 2,0mm. Não foi achada diferença estatisticamente diferente entre Elipar FreeLight 2, Ultra-Lume LED 2, e LED Demetron 1 em seu potencial de polimerização a 40s ou 20s de exposição. Os autores concluíram que os aparelhos de LED de primeira geração FreeLight e E-Light não promovem clinicamente, suficiente profundidade de polimerização, enquanto que os aparelhos de LED de alta potência FreeLight 2, Ultra-Lume LED 2 e LED Demetron 1 mostraram um potencial de polimerização igual ao Optilux 501, aos 40s de exposição.

Tsai et al.<sup>130</sup>, em 2004, examinaram a profundidade de polimerização e microdureza superficial da resina composta Filtek Z250 (3M), quando polimerizadas com três aparelhos de LED, comparados com um aparelho fotopolimerizador convencional (QTH), de alta intensidade e um aparelho convencional. Foram utilizados os aparelhos de LED, E-light (GC) com 64 LEDs; Elipar Freelight LED light (3M) com 19 LEDs e LED azul 475H (RF) com 7 LEDs, o aparelho de luz halógena de alta intensidade Optilux 501 (Kerr) e um aparelho convencional de luz halógena Sirona (SS). A resina composta híbrida Filtek Z250 (3M), nas cores B1, A3 e C4 foi inserida em um molde cilíndrico bipartido com 2,5mm de diâmetro e 10mm de profundidade e polimerizada por 40s. Foram realizadas três medidas de dureza Vickers à distância de 1,0mm, nas dez amostras, para cada cor de resina composta utilizada. Verificou-se que os aparelhos QTH de alta intensidade e os aparelhos QTH tiveram maior profundidade de polimerização. Os três aparelhos de LED mostraram um desempenho similar em todos os parâmetros, e cada unidade ultrapassou os padrões da ISO 4049:2000 para profundidade de polimerização exceto pelo aparelho GC Elight e cor B1. Em relação à cor, os aparelhos de LED deram maior profundidade de polimerização para a cor A3, enquanto os aparelhos QTH e QTH de alta intensidade deram maior profundidade de polimerização com a cor C4. A

microdureza superficial não foi significativamente diferente entre os aparelhos de LED e aparelhos convencionais de luz halógena, entretanto com o aumento da profundidade a microdureza reduziu mais rapidamente para os aparelhos de LED, especialmente em profundidades maiores que 3mm. Os autores concluíram que devido ao comportamento dos três aparelhos de LED, estes sistemas parecem apropriados para a aplicação clínica na polimerização de resinas compostas.

Wiggins et al.<sup>141</sup>, em 2004, analisaram a eficiência de polimerização e o pico de temperatura de polimerização ( $T_p$ ) de um novo aparelho de luz emitida por diodo de alta potência HP LED. Os aparelhos de polimerização Elipar Free Light 2 - LED de alta potência com 1 LED, Elipar Free Light (3M) com 19 LEDs - LED de primeira geração, Elipar TriLight (3M) - convencional de luz halógena e Optilux 501 - luz halógena de alta intensidade, foram estudados. As resinas compostas; microparticulada Filtek A110 (3M), híbrida Filtek 250 (3M) e nanoparticulada Filtek Supreme (3M) foram inseridas em um molde cilíndrico metálico com 4mm de diâmetro e 6mm de comprimento e polimerizadas com o tempo recomendado pelo fabricante. Posteriormente, as amostras foram removidas do molde, a porção não polimerizada foi raspada com um instrumento plástico e a porção polimerizada remanescente foi medida. Foram utilizadas cinco amostras de cada resina para cada aparelho estudado. A adesão da resina ao esmalte bovino foi avaliada pela mensuração da força de cisalhamento usando a técnica do condicionamento ácido. O pico da temperatura de polimerização ( $T_p$ ) foi medido através de um termopar localizado na base da cavidade onde foram confeccionadas as amostras. Este registrou o aumento de temperatura durante a irradiação pelos aparelhos polimerizadores com o auxílio de um sistema de aquisição computadorizado, sendo considerado o pico da temperatura a máxima temperatura atingida. A densidade de energia do

aparelho de LED de alta potência foi de  $1000\text{mW/cm}^2$  que foi comparável com aquela conseguida pelo aparelho de luz halógena de alta potência. A profundidade de polimerização e a adesão das três resinas após a polimerização pelo aparelho de LED de alta potência com 10s de exposição, foi equivalente ao valor obtido ao utilizar o aparelho de luz halógena de alta potência a 10s e os aparelhos de LED de primeira geração e convencional de luz halógena com 20s de exposição. As resinas polimerizadas com o aparelho LED de alta potência atingiram significativamente menores valores de  $T_p$  do que o aparelho luz halógena de alta potência em equivalente grau de polimerização e exposição. Os autores concluíram que o aparelho de LED de alta potência (Elipar Free Light 2) polimerizou efetivamente a resina na metade do tempo de polimerização dos aparelhos de LED de primeira geração e convencional de luz halógena, e no mesmo tempo de exposição que o aparelho de luz halógena de alta potência, mantendo uma baixa  $T_p$ .

Uhl et al.<sup>132</sup> (2004) investigaram a performance de polimerização de duas fontes de luz: um protótipo contendo um LED de alta potência –  $901\text{ mW/cm}^2$  (University of Jena – Germany) e um equipamento de luz halógena convencional –  $860\text{ mW/cm}^2$  (Polofil – Voco – Cuxhaven – Germany). Para tal foram utilizados os testes de dureza Knoop e de profundidade de polimerização e as resinas compostas Z100 – 3M Dental Products, Borken – Germany, Admira – Voco – Germany e Revolcin – Merz Dental – Germany, nas cores A2, A3,5 e A4 quando polimerizadas por 40s. O protótipo de LED ( $901\text{ mW/cm}^2$ ), atingiu uma profundidade de polimerização estatisticamente maior ( $p<0,05$ ) que a luz halógena ( $860\text{ mW/cm}^2$ ), para todas as resinas. Não houve diferenças estatisticamente significantes em dureza Knoop, tanto no topo quanto na base, em corpos-de-prova de 2mm de espessura para as resinas Z100 e Admira mas a resina Revolcin Flow entretanto mostrou menor dureza Knoop quando polimerizada

com LED. Esse estudo mostrou que a segunda geração de LEDs tem potencial para substituir as luzes halógenas quando as resinas são escolhidas cuidadosamente. Além disso, esse estudo confirma que o teste de profundidade de polimerização não discrimina as performances dos equipamentos de polimerização em resinas que contém co-iniciadores mas que o teste de dureza Knoop discrimina.

Bennet & Watts <sup>16</sup> (2004), realizaram um estudo comparando a performance de 2 LEDs (Elipar Freelight – 3M ESPE – USA – Germany e Ultralume 2 – OptiDent – USA) e um equipamento de luz halógena Optilux 501 Sybrom – Kerr – USA) . Para tal foi utilizado um espectofotômetro (USB 2000) programado para registrar qualquer comprimento de onda entre 350 e 550 nm. Para medir a profundidade de polimerização, 30 corpos-de-prova de 4mm de diâmetro por 6mm de altura foram feitos com cada resina, sendo: Tetric Ceram cor A3, HB (com mais fotoiniciador) e a Tetric Bleach. Esses corpos-de-prova foram polimerizados à distância de 0, 4 e 8mm. Esses grupos de resinas além de terem a polimerização a três distâncias diferentes, também foram irradiados com tempos diferentes. Os grupos foram divididos em 3 subgrupos os quais foram irradiados por períodos de 10, 20 e 40s. Após essa irradiação os corpos-de-prova foram medidos através de um penetrômetro digital, sendo essas medidas feitas todas na base do corpo-de-prova, sendo definida uma fórmula para se calcular a profundidade de polimerização:  $d = 6 - x$ , onde “d” é a profundidade, “6” é a altura do corpo-de-prova e “x”, a distância em mm que o penetrômetro registrou. Os testes estatísticos confirmaram existir relação entre a profundidade de polimerização, a distância e o tempo. Os LEDs foram estatisticamente satisfatórios embora a luz halógena tenha apresentado melhor desempenho.

Os autores sugerem o aprimoramento dos Leds para se obter mais profundidade de polimerização quando utilizados a distância.

Ilie et al.<sup>61</sup> (2005), realizaram um estudo para determinar a influência de diferentes fotopolimerizadores sobre resinas compostas. Para tal foram investigados 4 aparelhos de fotopolimerização: LED Elipar Freelight 1- 3M ESPE (400 mW/cm<sup>2</sup> - 40s), Elipar Freelight 2 - 3M ESPE (800 mW/cm<sup>2</sup> - 20s),; e-light – GC (350 mW/cm<sup>2</sup> - 40s); Blue Phase – protótipo – Ivoclar – Vivadent (1100 mW/cm<sup>2</sup> - 20s). Além dos equipamentos de LED, dois outros fotopolimerizadores de luz halógena foram utilizados: Astralis 10 – Vivadent – Swiss Master light – SEM (3000 mW/cm<sup>2</sup> - 4s) e uma luz plasma – Easy Cure – DMDS (2000 mW/cm<sup>2</sup> - 6s). O desenvolvimento da contração durante a polimerização da resina foi investigada através de um analisador de estress (Stress – Strain – Analyser – SSA T80) da consultoria de engenharia Peter Dullin Jr., Munich, Germany que mensurava continuamente a força de contração gerada pela polimerização no material restaurador com a exposição de luz descrita acima. As amostras foram colocadas em uma matriz de alumínio com 4mm de comprimento por 2mm de largura e 2mm de altura. Sensores foram colocados a cada lado da matriz. A força de contração que foi gerada pela polimerização da resina Inten S – Ivoclar – Vivadent, foi continuamente mensurada e gravada por 300s após a iniciação da polimerização. Foram realizadas 8 amostras para cada equipamento e os maiores resultados de força de contração foram colhidos e analisados através do teste da ANOVA e de Tukey. Os resultados revelaram que os equipamentos de LED de intensidades menores apresentaram os menores estresses de contração. O LED de alta intensidade Elipar Freelight 2 apresentou uma contração maior quando comparado com o Elipar Freelight 1. Os maiores estresses de polimerização foram observados com os

equipamentos de alta intensidade sendo ele de luz halógena, luz plasma ou LED. Os autores apontaram que quanto maior a força de contração, maior a possibilidade de ocorrerem falhas adesivas. Os equipamentos de LED ou de luz halógena de alta intensidade produziram 2 ou 3 vezes mais estresse do que o LED de baixa intensidade.

Shortall <sup>114</sup> (2005), comparou as cores de uma única marca de resina composta (Z250 – 3M ESPE) através do teste de profundidade de polimerização. Para tal, foram utilizados um LED de primeira geração – Freelight 1 e um LED de segunda geração Freelight 2 (3M ESPE) e um fotopolimerizador convencional XL3000 (3M ESPE) como controle. Os corpos-de-prova foram realizados com as medidas de 4mm de diâmetro, e 8, 10 e 12mm de altura e foram polimerizados por 20 ou 40s com todos os equipamentos. Um penetrômetro digital foi posicionado manualmente por 30s após o fim da irradiação e a leitura foi realizada através de um indicador (Cure Rite Model 8000) Após a coleta dos dados foi aplicado o teste da ANOVA e os autores concluíram que: quando testado com todas as cores do material, a segunda geração de LEDs – Freelight 2 atingiu equivalentes profundidades de polimerização em relação ao equipamento de luz halogena em metade do tempo de irradiação. Para o material testado, a profundidade de polimerização esta fortemente relacionado a opacidade do material.

Felix et al., <sup>47</sup> em 2006 se propuseram a comparar o efeito da redução do tempo de exposição sobre a microdureza de resinas compostas polimerizadas com um LED de segunda geração e um polimerizador halógeno. Para tal, 10 resinas: Z250 A2 e B0,5 (3M ESPE); Supreme A2D e

A2B (3M ESPE); Esthet X A2B e A2O (Dentsply); Heliomolar A2 e 110T (Ivoclar-Vivadent) e Tetric Ceram A2 e Bleach XL (Ivoclar-Vivadent) foram utilizadas polimerizando de duas formas: Com metade do tempo recomendado pelo fabricante com 100% da energia ou com 100% do tempo recomendado com a metade de energia. As resinas foram compactadas em cavidades de classe I com 1,5mm de comprimento e largura por 4mm de profundidade, realizadas em dentes molares humanos extraídos após a remoção das cúspides. As resinas foram fotopolimerizadas com o LED Freelight 2 e o fotopolimerizador halógeno Elipar trilight, ambos da 3M ESPE, a 2 e a 9mm de distância entre o dente e a luz guia e após a fotopolimerização, os dentes foram cortados para a avaliação de microdureza a 3,5mm de profundidade da superfície. De acordo com os resultados, a 2mm de distância da superfície o LED teve melhor ou igual performance que o fotopolimerizador halógeno quando as resinas foram expostas a metade do tempo recomendado pelos fabricantes ou em 100% do tempo. A 9mm de distância o LED teve maior performance a profundidade de 1,5mm, mas além dessa profundidade, as resinas perderam em valores de microdureza. Em ambas as distâncias que a luz halógena operou com toda a intensidade e com 50% do tempo recomendado pelo fabricante ela produziu resinas mais duras do que aquelas com o tempo total recomendado pelo fabricante, mas com a metade da potência. Os autores concluíram que a habilidade de reduzir o tempo de exposição pode melhorar o tempo clínico.

## 2.5 A configuração da cavidade ou fator C.

Feilzer et al.<sup>46</sup> (1987) procuraram numa abordagem experimental, simular as formas cilíndricas das cavidades em várias dimensões. A força de contração foi medida continuamente mostrando que a maioria das configurações cavitárias não são suficientes para o alívio das tensões geradas pela contração de polimerização. O aumento da contração está relacionado com o aumento do fator C ou fator de configuração, que estabelece, por definição, a relação entre as paredes de resina aderidas e não aderidas ao preparo cavitário. Os autores afirmam que valores de fator C maiores do que 5 não ocorrem comumente em restaurações clínicas, sendo assim, classe I e V possuem valores ruins porque possuem um fator C próximo do 5, e as paredes, no ato da polimerização, competem entre si gerando tensões de contração que podem gerar falhas adesivas e/ou coesivas. Os autores afirmam que classes II e III tem fator C entre 1 e 2, mas em cavidades de classe II (MO ou OD), temos seis superfícies unidas (vestibular, lingual, cervical, axial, pulpar, e mesial ou distal), contra 2 superfícies livres, (proximal e oclusal) e nesse caso o fator C seria 3 e não entre 1 e 2. Em um preparo MOD temos 7 superfícies unidas (vestibular, lingual, oclusal, 2 axiais e 2 cervicais) contra 3 superfícies livres (mesial, oclusal e distal) e portanto  $7/3=2,33$ , e não entre 1 e 2. Na classe III temos 4 superfícies unidas (vestibular, lingual, cervical e axial) contra apenas 1 superfície livre (proximal), portanto  $4/1=4$ , mais uma vez não entre um e dois. Na classe IV temos, considerando a incisal como superfície livre, 4 superfícies livres (vestibular, lingual, proximal e incisal) contra apenas uma superfície aderida, a axial. Portanto  $1/4=0,25$  e não 0,5. Isso leva a conclusão de que o melhor de todos os preparos é a classe IV cujo fator C corresponde a 0.25.

Bouschilicher et al.<sup>20</sup> (1997), se propuseram a investigar o efeito do tipo de resina composta, da intensidade de luz, do fator C e da polimerização à laser sobre as forças de contração de polimerização. Dez bastões de vidro de 5mm X 48mm foram cortados num ângulo de 90° em seu longo eixo. A ponta dos bastões foi condicionada com ácido hidrófluorídrico por 60s e lavadas por 15s em água corrente. Os bastões foram então silanizados com um primer de porcelana e deixados secar. Os bastões foram colocados em um mandril de uma máquina de ensaio universal (Zwick). Depois de fixado o primeiro bastão, o segundo foi adaptado com uma matriz móvel e foi colocada verticalmente na mesma direção que o primeiro bastão definido portanto discos com 5mm de diâmetro. Os autores fizeram esses experimentos em uma sala que não permitia a passagem de luz com comprimento de onda entre 400 e 500nm para que não ocorresse interferência de luz vinda de outras fontes. Os bastões de 5mm foram então posicionados em uma distância de 2,5mm quando se quisesse obter cilindros de resina com fator C igual a 1, 0.83mm para fator C igual a 3 e 0.5mm para fator C igual a 5 através da fórmula:  $\text{Fator C} = \frac{\text{Diâmetro}}{2 \times \text{Altura}}$ . Todos os grupos, exceto os feitos especificamente para testar os efeitos do fator C tinham altura de 0,83mm e portanto fator C igual a 3. As resinas compostas usadas foram a Silar – 3M, Silux – 3M e a Z100 – 3M. A primeira de polimerização química e as últimas fotopolimerizáveis. A matriz cilíndrica foi removida do bastão superior e todos os excessos de resina foram removidos e imediatamente fotopolimerizados. Os tempos de polimerização foram de 40s para o fotopolimerizador Demetron 401 e 20s para os aparelhos de laser (ILT modelo D5500 e 5500 ABL). Cada amostra foi exposta em duas direções fazendo um total de 80s e 40s para o fotopolimerizador e o laser respectivamente. Foram feitos 13 grupos de dez

amostras cada e foram polimerizados da seguinte maneira: a) Silar – polimerização química C=3; b) Z100 C= 3 – D401- 100% da intensidade; c) Silux Plus – C=3 – D401 – 100% da intensidade, d) Z100 – C=3 – D401 – 100% da intensidade; e) Z100 – C=3 – D401 – 50% da intensidade f) Z100 – C=3 – D401 – 25% da intensidade. g-i) Z100 – C =5, 3 e 1 respectivamente D401 – 100% da intensidade; j) Z100 – C=3 – D401 – com 13 mm de distância, k) Z100, C=3 – D 401 – ponta turbo, l) Z100 – C=3 – laser 5500 e m) Z100 – C= 3 Laser 5500ABL. A máquina de ensaio registrou a força de contração de cada corpo-de-prova e através da ANOVA e do teste de Duncan, obtiveram-se os seguintes resultados: o compósito de polimerização química apresentou a menor força de contração, a resina Silux Plus, microparticulada foi intermediária e a Z 100 – híbrida foi a que apresentou maior força de contração. Aumentando a intensidade de luz, aumentou-se a força máxima na relação força X tempo. No entanto em relação ao fator C, quanto maior a força menor foi o fator C. A força máxima não foi significativamente diferente nas duas pontas de fotopolimerização testadas e as forças obtidas com a polimerização laser foi similar aos dois grupos de laser que foram estatisticamente menores do que as luzes convencionais testadas.

Uno et al.<sup>134</sup> (1999), estudaram a influência do fator de configuração das cavidades na adaptação de três compômeros restauradores e uma resina composta. Foram usados para esse estudo 84 cavidades em dentina em formato cilíndrico cujo fator era de aproximadamente 2.5, 3.0, ou 4.0 e restaurados com os materiais em questão juntamente com seus sistemas adesivos respectivos. A adaptação cavitária foi examinada microscopicamente após 15 minutos de estocagem em água no topo das margens e nos outros 4 lados através das paredes

cavitárias. Adicionalmente, teste de indentação foi feito por 20 minutos durante 24 horas após a irradiação. A análise de regressão não indica relação entre o fator C e a dimensão da fenda em restaurações de compômeros, enquanto que relação logarítmica foi encontrada somente na cavidade pulpar dos preenchimentos de resina composta. Todos os materiais demonstraram maturação de suas propriedades mecânicas e o componente elástico na indentação foi menor em compômeros do que em resina composta. Concluíram que o fator C não teve influência na adaptação da cavidade das restaurações de compômeros. Isso pode ser o responsável por reduzir a geração de estresse criada na interface pelas propriedades relativamente baixas imediatamente após a polimerização, menor elasticidade e absorção de água em compômeros.

Armstrong et al.<sup>9</sup> (2001) avaliaram a influência da estocagem em água, o fator- C e a perda da junção adesiva em resinas particuladas e não particuladas. Preparos em forma de roda e de caixa foram realizados e preenchidos com resina particulada e não particulada. Após terminados, os corpos-de-prova, foram estocados em água por 30 e 150 dias e a força adesiva de microtensão foi avaliada em uma máquina Zwick e a seqüente falha adesiva foi examinada em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados sugerem que a durabilidade da junção adesiva pode ser ameaçada por hidrólise e que a região mais susceptível a essa ocorrência é o fundo da cavidade em metade da camada híbrida e que o Fator – C mais baixo com a resina mais flexível foi mais durável.

Yoshikawa et al.<sup>144</sup> (2001) avaliaram o efeito do sistema adesivo e do método de fotopolimerização na redução da infiltração de cavidades com diferentes fatores C. Cavidades cilíndricas com 1mm de

profundidade e 3mm de diâmetro (fator  $C=2.3$ ) ou 2mm em diâmetro (fator  $C=3$ ) em superfícies de dentina bovina. Os dentes foram restaurados com Clearfil Photo Bond, Clearfil Liner Bond 2 ou com Super – Bond Liner seguidos da resina composta Photo Clearfil Bright. As restaurações foram fotopolimerizadas convencionalmente com intensidade de  $600 \text{ mW/cm}^2$  por 60s com a ponta adjacente a restauração, ou com polimerização de  $270 \text{ mW/cm}^2$  por 10s (a 10mm da superfície da restauração) e depois fotopolimerizada por 50s com a intensidade de  $600 \text{ mW/cm}^2$ . Após termociclagem foi feita exposição a corantes. Como resultados as fendas marginais aumentaram quando o fator – C aumentou de 2.3 para 3, a não ser com o adesivo Super – Bond D Liner, o que mostrou bom selamento marginal, mesmo variando a intensidade de luz e fator – C . Os autores concluíram que se deve tomar muito cuidado ao se restaurar com resinas compostas cavidades com alto fator – C . Dizem também que um adesivo flexível e uma polimerização escalonada parecem ser efetivos em se reduzir a contração de polimerização em cavidades de alto fator C.

Cervantes-Jorge & Araújo <sup>34</sup> em 2007 avaliaram o selamento marginal de restaurações de resina composta em dentes bovinos empregando o teste de microinfiltração, variando os preparos cavitários e o método de fotopolimerização. Para tal selecionaram 72 dentes bovinos, divididos em 2 grupos (1 e 2) de 36 dentes cada. Executaram 2 tipos de preparos cavitários, “pireis” e “caixa”, de fator C igual a 1 e 5 respectivamente. Após os preparos cavitários, os grupos foram subdivididos em 3 subgrupos, (A, B e C) de 12 dentes cada. Após condicionamento com ácido fosfórico a 37%, receberam o primer/adesivo Single Bond – 3M e foram restaurados com a resina composta Z250-3M em dois incrementos, com diferentes fotopolimerizações: os grupos 1A e 2A foram fotopolimerizados

convencionalmente com um aparelho XL3000 – 3M por 30s cada incremento. Os grupos 1B e 2B por 10s à 14mm da superfície ( $180\text{mW/cm}^2$ ), e depois uma fotopolimerização por 20s em contato com a resina e o grupo 1C e 2C com um aparelho progressivo – Jet Lite 4000 – J Morita, por 30s. Os dentes foram termociclados por 500 ciclos, ( $5^{\circ}\text{C}$ - $55^{\circ}\text{C}$ ), submersos em solução de nitrato de prata 50% por 24 horas e então lavados por 20min, colocados em solução reveladora de radiografias por 8 horas. Os dentes foram seccionados e a extensão da microinfiltração de cada corte foi coletada através de um estereomicroscópio. Após aplicar os testes da ANOVA e de Tukey (5%), os autores concluíram que: nenhuma das configurações cavitárias ou métodos de fotopolimerização impediram a microinfiltração marginal. O preparo tipo “pires” apresentou os maiores valores de microinfiltração marginal, exceto quando a resina composta foi fotopolimerizada variando-se a distância e a fotopolimerização com o aparelho progressivo apresentou os maiores valores de microinfiltração marginal.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi avaliar o selamento marginal de restaurações de resina composta em cavidades de classe V de dentes bovinos por meio do teste de microinfiltração, diante das seguintes variáveis:

- a) Preparo cavitário com turbina de alta rotação e preparo cavitário com laser de Er:YAG.
- b) Fotopolimerização da resina composta com equipamento de luz halógena convencional e LED.

## **4 MATERIAL E MÉTODO**

### **4.1 Material**

#### **4.1.1 Preparo inicial das amostras**

Foram selecionados sessenta incisivos centrais de bovinos jovens entre um e três anos de idade. Após o sacrifício dos animais, os dentes foram imediatamente extraídos, limpos com lâmina de bisturi para remoção dos fragmentos de ligamento periodontal. A seguir, foram observados em estereomicroscópio (Stemi 2000-C Carl Zeiss) para certificar a inexistência de trincas na superfície a ser preparada.

Os terços apicais das raízes foram seccionados com disco de carborundum em torno de alta rotação (Nevoni) de forma a facilitar o acesso ao tecido pulpar e padronizar o comprimento das raízes. As polpas dentárias foram removidas com limas endodônticas do tipo Hedstroem nº60 (Maillefer), sendo a câmara pulpar irrigada com água destilada para remoção dos resíduos pulpares <sup>129</sup>.

Os dentes foram posicionados em uma matriz de silicone pesada (Rodhorsil) para inclusão, sendo que um terço da raiz foi embutida em resina acrílica ativada quimicamente (Jet-Clássico) para promover a fixação adequada nos aparelhos que foram utilizados para os preparos cavitários e para o corte (Figura 1).



FIGURA 1- Embutimento do terço apical da raiz do dente em resina acrílica.

Após a inclusão, os dentes foram estocados em recipientes com água destilada no freezer a  $-18^{\circ}\text{C}$  até a execução dos demais procedimentos. Essa armazenagem não ultrapassou 28 dias conforme preconizado por Camps et al.<sup>29</sup>.

#### 4.1.2 Preparos cavitários

Os dentes foram retirados do freezer e permaneceram à temperatura ambiente até o momento do uso. Os preparos cavitários foram realizados com ponta diamantada em turbina de alta rotação fixada a um microscópio modificado para a padronização de preparos cavitários idealizado por Walter & Hokama<sup>140</sup> e modificado por Sá e Gabrieli<sup>109</sup> ou Laser de Er: YAG. Durante todos os preparos cavitários houve abundante refrigeração com água e ar.

Os 60 dentes foram divididos em dois grupos de 30 dentes cada um, que receberam os preparos cavitários no terço médio da face vestibular de acordo com as seguintes variáveis:

a) Grupo 1 – preparo cavitário tipo pires, com 4,0mm de diâmetro e 3,0mm de profundidade, realizado em turbina de alta rotação, com ponta diamantada esférica nº 3018 – KG Sorensen sob refrigeração de ar/água, conforme Figura 2A.

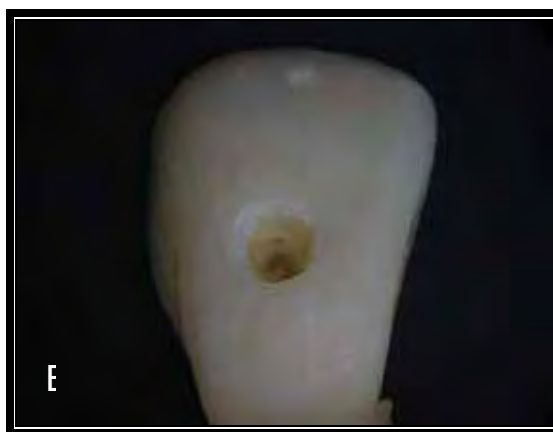


FIGURA 2.A - Preparo cavitário tipo pires realizado com ponta diamantada; 2B – Preparo realizado com laser de Er: YAG

b) Grupo 2 – preparo cavitário tipo pires realizado com Laser de Er:YAG conforme descrito a seguir. (Figura 2B)

O aparelho de laser de Er:YAG Kavo Key Laser (Kavo Co. Germany), (Figura 3), utilizado para a confecção dos preparos cavitários, com comprimento de onda de emissão de 2,94 $\mu$ m e energia por pulso regulável diretamente no aparelho de acordo com a área a ser irradiada.

Para padronização do preparo cavitário com laser, adaptamos no terço médio da face vestibular de cada dente uma fita adesiva para máquina seladora com perfuração de 4mm de diâmetro e para aferir a profundidade utilizamos uma sonda exploratória com um limitador “stop” a 3mm de sua extremidade. O laser foi focado a 12mm da superfície dentária, com 600mJ de energia por pulso em esmalte, e essa energia foi ajustada para 300mJ quando o preparo alcançava a área de dentina. Essas energias foram utilizadas sempre com 4 Hz de frequência. A profundidade dos preparos foi verificada com auxílio de sonda periodontal milimetrada. Todos esses preparos foram realizados sob jato de água.



FIGURA 3 – A - Aparelho de laser de Er:YAG Kavo Key – Kavo. B – Detalhe do laser sobre o dente.

#### 4.1.3 Procedimento restaurador

Após a conclusão dos preparos cavitários os dentes receberam profilaxia com pedra pomes, água e escova de Robinson em baixa rotação, para remoção de quaisquer manchas e resíduos que poderiam impedir um condicionamento ácido adequado. Após a profilaxia, os dentes foram lavados com jato de ar/água e limpos com solução detergente aniônica (Tergestesin - Probem), para remoção de detritos e possíveis gotículas de óleo lubrificante provenientes da turbina de alta rotação. A seguir os preparos cavitários foram lavados com jatos de água e ar por 20s e a secagem foi executada com bolinhas de algodão estéril para evitar-se a desidratação da superfície dental.

O condicionamento ácido do esmalte dentário foi realizado com ácido fosfórico em forma de gel a 37%, apenas no ângulo cavo superficial por 30s e no restante do preparo por 15s. Foi feita então uma nova lavagem com jato de ar / água por 20s e a secagem realizada com papel de filtro.

Antes da inserção do material restaurador os dentes receberam o adesivo Single Bond 2 – 3M – ESPE por toda a extensão do preparo cavitário aplicado com o uso de *microbrush* descartável. Após 20 segundos foi aplicada nova camada de adesivo por todo o preparo, segundo recomendações do fabricante. O excesso de adesivo foi removido através de jato de ar e a seguir fotopolimerizado com o aparelho Curing Light XL 3000, por 20 s, com potência média de 750 mW/cm<sup>2</sup>.

Cada grupo de 30 dentes foi dividido em 2 subgrupos A e B, de 15 dentes cada e inserida resina Filtek Z250 – 3M ESPE em dois incrementos horizontais de 1,5mm em cada preparo. Essa resina foi

colocada e compactada através do uso de uma espátula de inserção nº1 Duflex da SS. White.

No último incremento correspondente ao ângulo cavo superficial, foi colocada uma tira matriz de poliéster para obtenção de margens lisas com o mínimo de excessos. Eventuais excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº15.

Quadro 1 – Materiais usados na pesquisa

| ÍTEM | MATERIAL                  | FABRICANTE  |
|------|---------------------------|-------------|
| 1    | Ponta Diamantada Esférica | KG Sorensen |
| 2    | Tergestesim               | Probem      |
| 3    | Ácido fosfórico           | DFL         |
| 4    | Adesivo Single Bond 2     | 3M ESPE     |
| 5    | Resina Filtek Z250 (A3)   | 3M ESPE     |
| 6    | Tiras de Poliéster        | Dentsply    |
| 7    | Discos Sof Lex            | 3M ESPE     |
| 8    | Pasta profilática         | Probem      |

Para fotopolimerização da resina composta empregamos diferentes equipamentos para cada grupo de estudo:

Subgrupos 1A e 2A: Fotopolimerizador de luz halógena XL300 3M com potência média de 750mW/cm<sup>2</sup>.

Subgrupos 1B e 2B: LED Fotopolimerizador LED Radian – SDI. com potência média de 550mW/cm<sup>2</sup>.

Com a finalidade de variar a distância, entre o fotopolimerizador e a restauração, foi idealizado um dispositivo idealizado por Cervantes-Jorge & Araújo<sup>34</sup> que permitia a fixação do aparelho de fotopolimerização. Através de um parafuso macrométrico e de um parafuso micrométrico se conseguia elevar a ponta do fotopolimerizador à altura que o operador desejasse, de maneira a padronizar a mesma distância e intensidade. A distância foi variada pois segundo Davidson-Kaban et al.<sup>39</sup>; Mehl et al.<sup>83</sup>; Burgess et al.<sup>25</sup>; Kanca J. III & Suh<sup>65</sup>; Bouschlicher et al.<sup>21</sup>; Bracket et al.<sup>22</sup>; Ernest et al.<sup>43</sup>; Sahafi et al.<sup>110</sup>; Caldwell et al.<sup>30</sup>; Yoshikawa et al.<sup>145</sup>; Obici et al.<sup>91</sup>; Lin et al.<sup>76</sup>; Hofmann et al.<sup>57</sup> e Ilie et al.<sup>61</sup> a polimerização ocorre de uma maneira mais lenta e permite a resina escoar durante a fase pré gel e assim compensar a contração de polimerização. A Figura 4 mostra o dispositivo sendo usado.



FIGURA 4 – Dispositivo usado para regular a distância da fonte de luz com o Aparelho fotopolimerizador XL3000 – 3M.

Cada incremento foi polimerizado com diferentes intensidades como descrito a seguir:

a) Subgrupo 1A : Cada incremento foi fotopolimerizado por 10s a distância de 14mm da superfície do preparo e após foi polimerizado por mais 20s em contato direto com a matriz de poliéster. O fotopolimerizador Curing Light XL 3000 –3M ESPE, com potência média de  $750 \text{ mW/cm}^2$  foi utilizado acoplado ao dispositivo de suporte.

b) Subgrupo 1B: Cada incremento foi fotopolimerizado por 10s a distância de 14mm da superfície do preparo e após foi polimerizado por mais 20s em contato direto com a matriz de poliéster. O aparelho usado

para fotopolimerização foi o LED RADII – SDI com potência média de 550 mW/cm<sup>2</sup>.

c) Subgrupo 2 A: Para o preparo cavitário realizado com o laser de Er:YAG, cada incremento foi fotopolimerizado da mesma forma que no grupo 1 A.

d) Subgrupo 2 B: Para o preparo cavitário realizado com o laser de Er:YAG, cada incremento foi fotopolimerizado da mesma forma que no grupo 1 B.

Quadro 2 – Aparelhos usados para a fotopolimerização das restaurações:

| APARELHO | POTÊNCIA               | FABRICANTE |
|----------|------------------------|------------|
| XL3000   | 750mW/cm <sup>2</sup>  | 3M ESPE    |
| RADII    | 550 mW/cm <sup>2</sup> | SDI        |

#### 4.1.4 Termociclagem

Terminadas as restaurações, os corpos de prova foram termociclados no equipamento científico – Ética (Miltex Instrument Co Inc.) por quinhentos ciclos. Cada ciclo consistiu de duas fases (Figura 5):

a) temperatura de 5°C ± 2 °, por 30 s

b) temperatura de 55°C ± 2 °, por 30 s



FIGURA 5- Máquina de termociclagem – Ética (Miltex Instrument Co Inc.)

#### 4.1.5 Teste de microinfiltração

Após o processo de ciclagem térmica, 10 dentes de cada subgrupo foram escolhidos aleatoriamente para a realização do teste de microinfiltração. Os 20 dentes restantes foram separados para a realização de Microscopia Eletrônica de Varredura. Após a escolha, os 40 dentes foram delimitados a 2mm aquém das restaurações e pintados com esmalte de unhas – Colorama de diferentes cores para diferenciação dos grupos. Foram aplicadas três camadas, para perfeito selamento e para que não ocorressem infiltrações fora da área adjacente à restauração, fato que poderia inviabilizar

a mensuração das leituras. Essa pintura excluiu apenas a área demarcada ao redor da restauração. (Figura 6).

O corante usado em nossa pesquisa foi uma solução de nitrato de prata à 50%. Optou-se pela utilização desse corante pelo fato das áreas de infiltração apresentarem-se mais nítidas e bem delimitadas. Após preparada, a solução foi colocada em um recipiente de vidro isolado externamente por três camadas de papel alumínio e uma camada de papel craft e fixados com fita adesiva. Esse isolamento foi realizado para impedir a passagem de luz durante os procedimentos de imersão e assim impedir a deposição de íons prata no recipiente. Os corpos de prova foram imersos nessa solução por 24 horas em temperatura ambiente. Decorrido esse período de imersão os corpos foram retirados da solução e lavados em água destilada. Em seguida, foram colocados em solução reveladora de radiografias por 8 horas sob ação de uma lâmpada halógena para promover a fixação dos íons prata em toda área infiltrada. Após essa etapa os dentes foram lavados em água corrente por 20 min e colocados em temperatura ambiente para secagem.

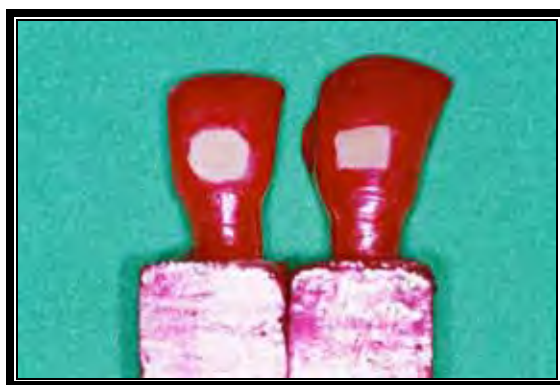


FIGURA 6 – Delimitação dos dentes com esmalte de unhas - Colorama.

#### **4.1.6 Secção das amostras**

Cada dente recebeu 2 cortes no sentido vestibulo-lingual em direção ao centro de cada restauração em cortadeira - Extec. (Figura 7). As fatias obtidas foram coladas em lâminas de vidro e devidamente identificadas, para posterior avaliação e mensuração do grau de infiltração marginal (Figura 8) em estereomicroscópio - Carl Zeiss ao qual foi acoplada câmera digital e microcomputador. Todas as amostras foram digitalizadas para análise empregando-se o programa *Image Tool- 3.0*. Esse programa possibilita ao operador a avaliar o grau de infiltração marginal através da mensuração da área pigmentada pelo corante. Os resultados foram submetidos à análise estatística.



FIGURA 7 – Equipamento usado para seccionar os dentes.



FIGURA 8 – Esteromicroscópio Stemi/2000C – Carl-Zeiss

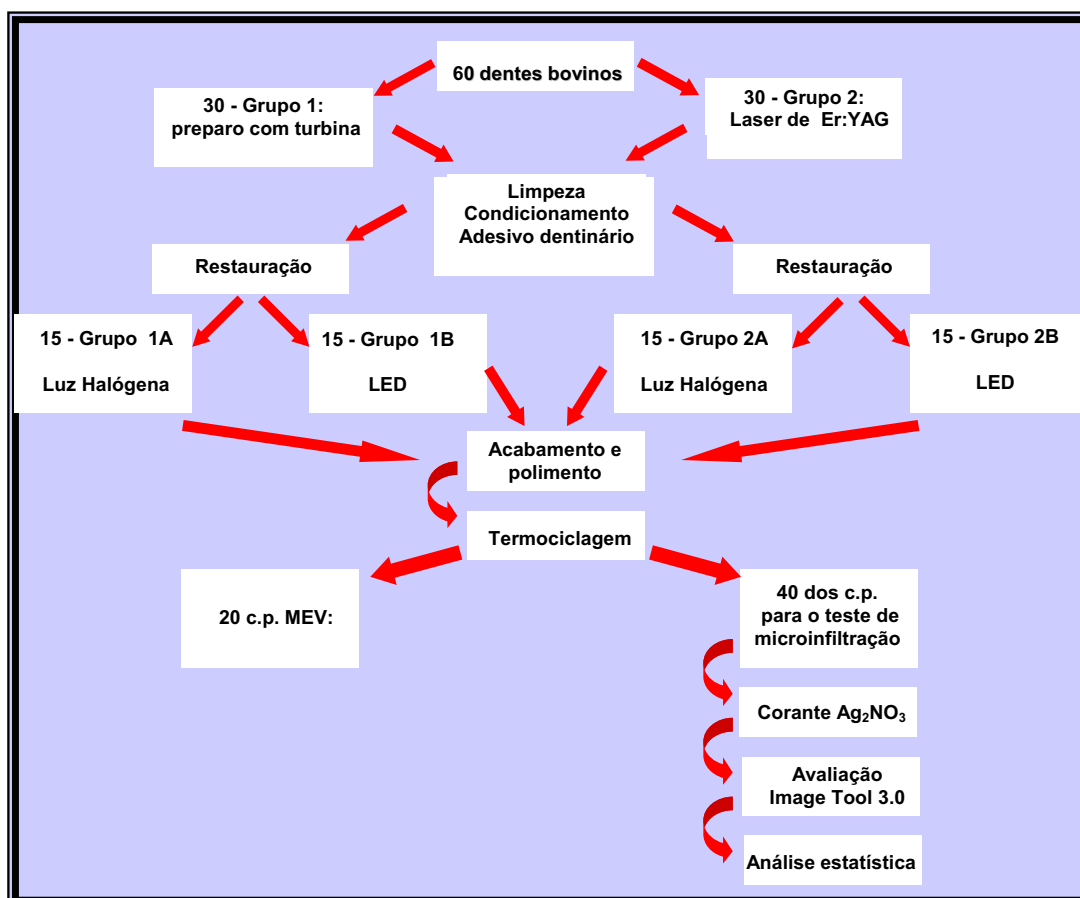


FIGURA 9 - Delineamento experimental da pesquisa

## **4.2 Preparo das amostras para análise em MEV**

### **4.2.1 Análise da interface de união.**

Para efeito ilustrativo, os 20 dentes selecionados foram preparados para fornecerem imagem em MEV da interface da união entre esmalte e resina composta para a etapa da análise das fendas. Os dentes foram seccionados na direção vertical, no sentido cérvico-incisal, no centro de suas restaurações, obtendo-se 2 hemicoroas. Essas tiveram seus perfis de adesão submetidos a um polimento ultra-fino, em máquina politriz, refrigerada por água, em lixa d'água com granulação de 600 por 30s e com lixa de carbeto de silício de granulações de 1200 e 4000 por 60 e 90s respectivamente. Durante esse polimento foi colocado pressão uniforme e exame constante do perfil inicial.

Após esse polimento, os corpos-de-prova foram seccionados com discos de diamante sob refrigeração, reduzindo seu o tamanho para aproximadamente 4mm, adequando-os para a futura análise ao MEV. Após essa etapa, os corpos-de-prova foram levados ao aparelho de ultrassom – Ultrasonic Cleaner – Thornton Unique por 10min imersos em água destilada <sup>135, 97</sup>.

### **4.2.2 Desidratação**

Para a obtenção de vácuo dentro do microscópio, todos os corpos-de-prova foram desidratados em concentrações ascendentes de etanol 30%, 50%, 70% por 20min cada, etanol 90% por 30min e etanol 100% por 60min <sup>97, 98, 136, 103</sup>.

### **4.2.4 Secagem e Metalização**

Os corpos-de-prova foram submetidos à secagem em meio ambiente por 24 horas para então serem fixados em um suporte metálico de alumínio denominado *stub* com o auxílio de uma fita de carbono e adesivo metálico (esmalte para unha incolor adicionado de pó de grafite). Os perfis das faces livres foram revestidos por fina camada de ouro em aparelho metalizador, durante 3 minutos. Esse procedimento foi realizado com o objetivo de se obter um anteparo para os elétrons gerados pelo microscópio, sendo possível a captação da imagem superficial. Posteriormente, eles foram examinados em MEV, JEOL Modelo JSM – 5310 Scanning microscope com energia incidente de 15kV, a uma distância de trabalho variando entre 7 e 10mm.

#### **4.3 Método estatístico**

Para análise estatística dos dados obtidos referentes a microinfiltração, empregamos os testes da análise de variância (ANOVA) e Tukey e nível de significância de 5%.

## RESULTADOS

O presente estudo teve por objetivo analisar a influência das variáveis: preparo cavitário, realizado com turbina de alta rotação e ponta diamantada ou com Laser de Érbio: YAG, e tipos de fotopolimerização.

Para tal, foram executados 60 preparos cavitários, sendo 30 com brocas diamantadas e 30 com laser de Érbio YAG. Em 40 corpos de prova, foi empregado o teste de microinfiltração marginal, em microscopia estereoscópica, analisada através do programa *Image Tool 3.0*. Esse programa permite medir em milímetros quadrados as áreas infiltradas pelo corante. Os 20 corpos de prova restantes foram aleatoriamente separados para análise em MEV para ilustração dos resultados obtidos.

Como descrito no capítulo de materiais e método a pesquisa constou de 60 amostras, divididas em 2 grupos de 30, sendo que os grupos 1 e 2 receberam preparo cavitário tipo pires, com ponta diamantada e Laser de Érbio YAG, respectivamente. Após concluídos os preparos cavitários, os grupos 1 e 2 foram divididos em subgrupos de 15 dentes cada, 1A, 2A, 1B e 2B, submetidos a diferentes tipos de fotopolimerização. Os subgrupos 1A e 2A receberam fotopolimerização gradual, com variação de distância, com um equipamento fotopolimerizador halógeno. Os subgrupos 1B e 2B receberam fotopolimerização também gradual, com variação de distância com um equipamento de LED.

### Análise estatística descritiva.

Os dados coletados foram submetidos ao teste da análise de variância (ANOVA), ao nível de significância de 5%. Para cada um dos grupos também, foi calculada a média e o desvio padrão de infiltração pelo nitrato de prata.

Tabela 1 - Resultados (p-valor) da ANOVA, referente aos dados microinfiltração marginal

| <b>EFEITOS PRINCIPAIS:</b>               | <b>p-valor</b> |
|------------------------------------------|----------------|
| a) Fotopolimerização                     | 0,0001*        |
| b) Preparo cavitário                     | 0,196          |
| <b>INTERAÇÕES DUPLAS:</b>                |                |
| c) Fotopolimerização X Preparo cavitário | 1.000          |

\*p<0,05

Ao analisarmos a Tabela 1 observamos haver diferença estatisticamente significativa entre grupos quando consideramos a variável fotopolimerização.

Por meio da Tabela 1 se verifica também que o efeito interação entre as duas variáveis não é estatisticamente significativa. Assim, pode-se estabelecer que o relacionamento entre os dois preparos cavitários é o mesmo independente do tipo de fonte de luz.

A Tabela 2 apresenta as médias de microinfiltração marginal e o desvio padrão entre as variáveis do estudo quando analisadas isoladamente.

Tabela 2- Médias e desvio padrão entre as **variáveis** do estudo em ordem crescente de valores quando analisadas isoladamente.

| Condição experimental          | Dados | Média (mm <sup>2</sup> ) | Desvio padrão |
|--------------------------------|-------|--------------------------|---------------|
| Fotopolimerização à LED        | 10    | 0,2165                   | 0,1204        |
| Preparo cavitário com Brocas   | 10    | 0,2550                   | 0,1155        |
| Preparo cavitário Laser Er:YAG | 10    | 0,2980                   | 0,1200        |
| Fotopolimerização halógena     | 10    | 0,3365                   | 0,8140        |

A Tabela 3 apresenta as médias de microinfiltração marginal e o desvio padrão entre as condições experimentais.

Tabela 3 – Médias de microinfiltração marginal e desvio padrão quando as **condições experimentais** são avaliadas isoladamente.

| Grupos | Condições experimentais<br>(Preparo X Fotopolimerização) | Dados | Média  | Desvio padrão |
|--------|----------------------------------------------------------|-------|--------|---------------|
| 1A     | Ponta X Halógeno                                         | 10    | 0,3150 | 0,1210        |
| 1B     | Ponta X LED                                              | 10    | 0,1950 | 0,0741        |
| 2A     | Laser X Halógeno                                         | 10    | 0,3580 | 0,1222        |
| 2B     | Laser X LED                                              | 10    | 0,2380 | 0,0864        |

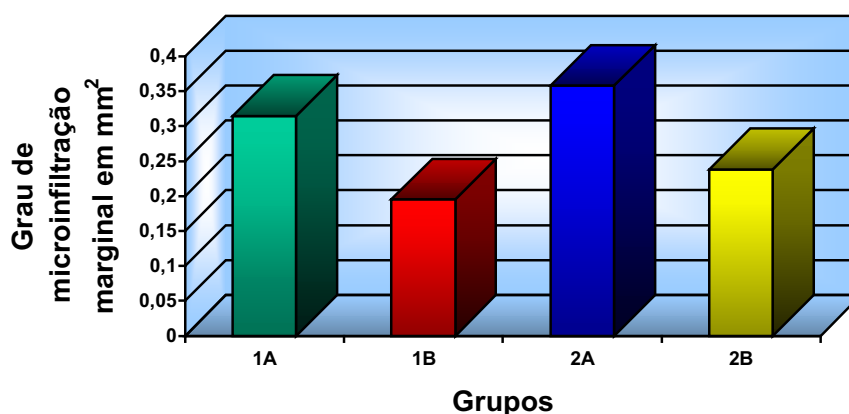


FIGURA 10 – Gráfico das médias entre os quatro grupos de estudo.

Na Tabela 3 temos valores médios de infiltração marginal mensurados, onde podemos observar que o grupo que apresentou maior média de microinfiltração marginal foi o grupo 2A (preparo à Laser com fotopolimerização halógena), e o grupo que apresentou a menor média de microinfiltração marginal foi o grupo 1B (preparo com ponta e fotopolimerização com LED). Esta situação pode ser claramente observada na Figura 10

A Figura 11 abaixo, permite observarmos a interação entre os dois métodos de fotopolimerização usados nesse estudo.

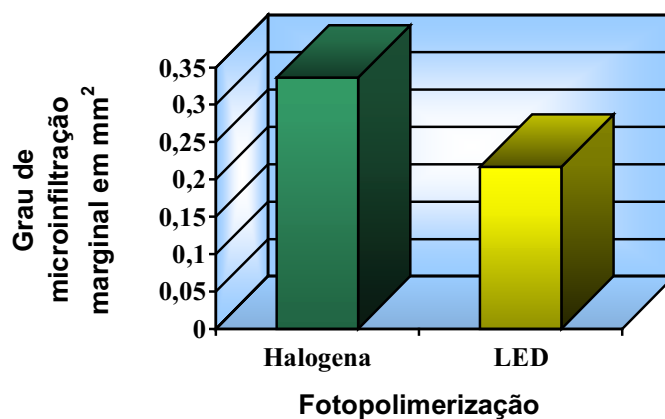


FIGURA 11 – Gráfico da interação dos dois tipos de fotopolimerização utilizados, (luz halógena e LED).

Ao analisarmos isoladamente o tipo de fotopolimerização empregada (Figura 11 e Tabela 2), vemos menores médias de microinfiltração marginal nos corpos de prova fotopolimerizados com LED.

A Figura 12 mostra as médias obtidas da infiltração entre os grupos, quando observamos isoladamente os tipos de preparo cavitário.

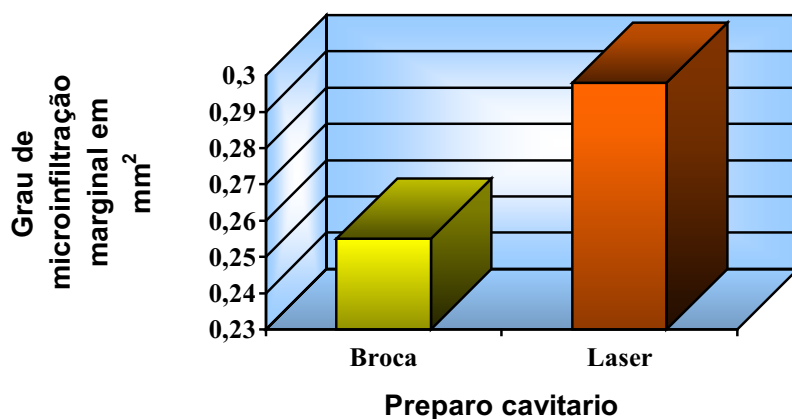


FIGURA 12 – Gráfico da interação entre os preparos cavitários

Na Figura 12 e Tabela 2, verificamos maiores índices de microinfiltração marginal nos corpos de prova que receberam preparo cavitário com Laser de Er:YAG, independente do tipo de fotopolimerização. No entanto esse resultado mostra apenas uma tendência, pois os dados não são estatisticamente significantes.

Foi realizado ainda o teste de Tukey ao nível de 5%, para comparar as médias de infiltração marginal após a fotopolimerização da resina composta, tendo em vista os resultados estatisticamente significantes, encontrados na Tabela 1. Desta forma temos os diferentes conjuntos (Tabela 4) e podemos visualizar a diferença estatisticamente significativa obtida entre os grupos 2A e 1B.

Tabela 4- Conjuntos com o mesmo desempenho, em ordem decrescente, conforme o teste de Tukey (5%).

| GRUPOS | Preparo          | Fotopolimerização | Média | Conjuntos |   |
|--------|------------------|-------------------|-------|-----------|---|
| 2 A    | Laser            | Halógena          | 0,358 | A         |   |
| 1A     | Ponta diamantada | Halógena          | 0,315 | A         | B |
| 2 B    | Laser            | LED               | 0,238 | A         | B |
| 1 B    | Ponta diamantada | LED               | 0,195 |           | B |

\*Os conjuntos que apresentam as letras A e B indicam que não há diferença estatisticamente significativa pelo teste de Tukey (5%).

Verificamos que a condição de maior microinfiltração estabelecida pela luz halógena com o preparo à Laser difere da condição de menor microinfiltração estabelecida pela luz LED com o preparo com pontas diamantadas.

Independente do equipamento de preparo cavitário utilizado, com emprego de luz halógena a microinfiltração apresentou os maiores valores, sendo que a diferença estatisticamente significativa ficou por conta do grupo 2 A (Er:YAG+luz halógena) e 1B (Ponta Diamantada + LED), este com melhor comportamento.

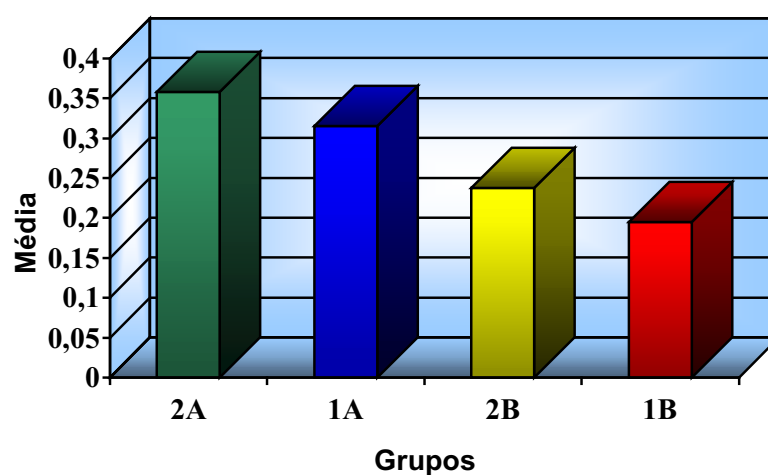


FIGURA 13 – Gráfico relativo a interação entre a polimerização e o tipo de preparo cavitário após o teste de Tukey (5%).

Podemos observar ainda através da Tabela 4 e da Figura 13 que os grupos 2A, 1A e 2B, apresentam desempenhos inferiores quando comparados ao grupo 1B. Os grupos 1A e 2B ocupam uma posição intermediária. Constatamos também a superioridade do grupo 1B, frente as outras condições experimentais.

A Figura 14 abaixo, ilustra algumas situações encontradas: A e B em preparo cavitário realizado com pontas diamantadas e C e D em preparos cavitários realizados com Laser.

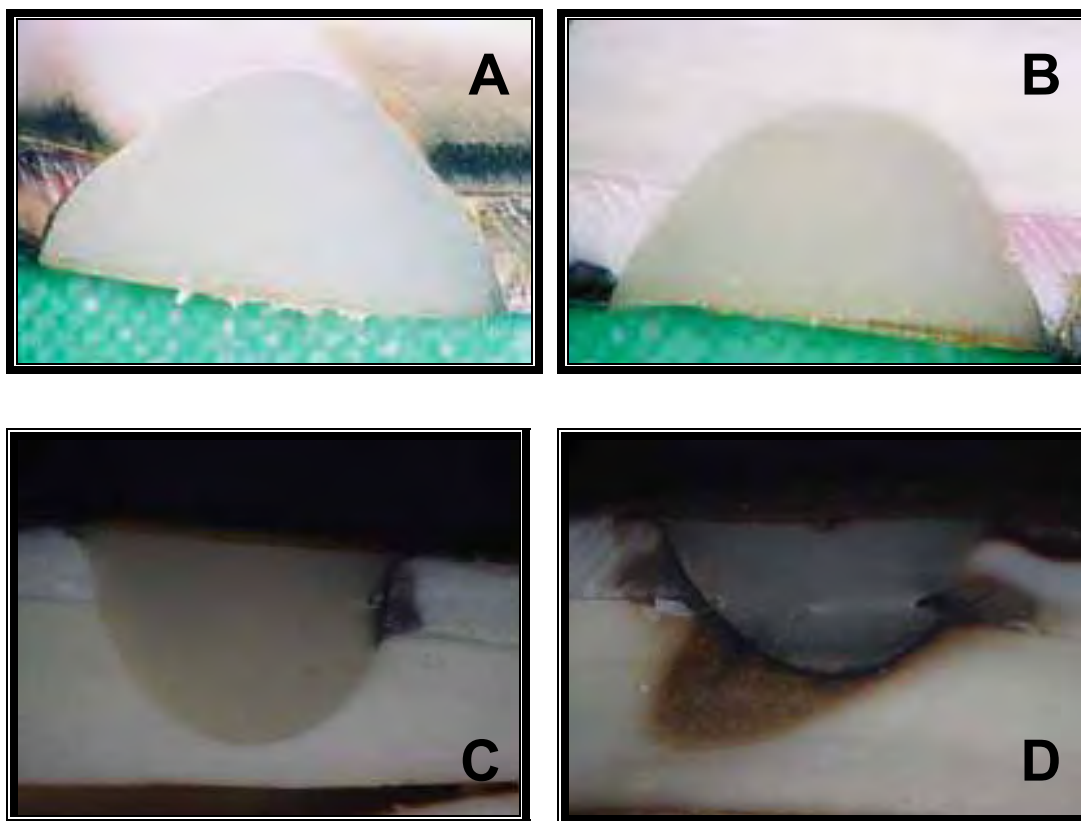


FIGURA 14 – A e B, preparo cavitário realizado com pontas diamantadas C e D, preparos cavitários realizados com Laser.

Com o objetivo de ilustrar a pesquisa e verificar a morfologia das paredes cavitárias resultante dos diferentes equipamentos de preparos empregados, realizamos a avaliação de algumas amostras em MEV que representam as restaurações realizadas em cavidades preparadas com pontas de diamante e laser de Er:YAG. Figura 15.

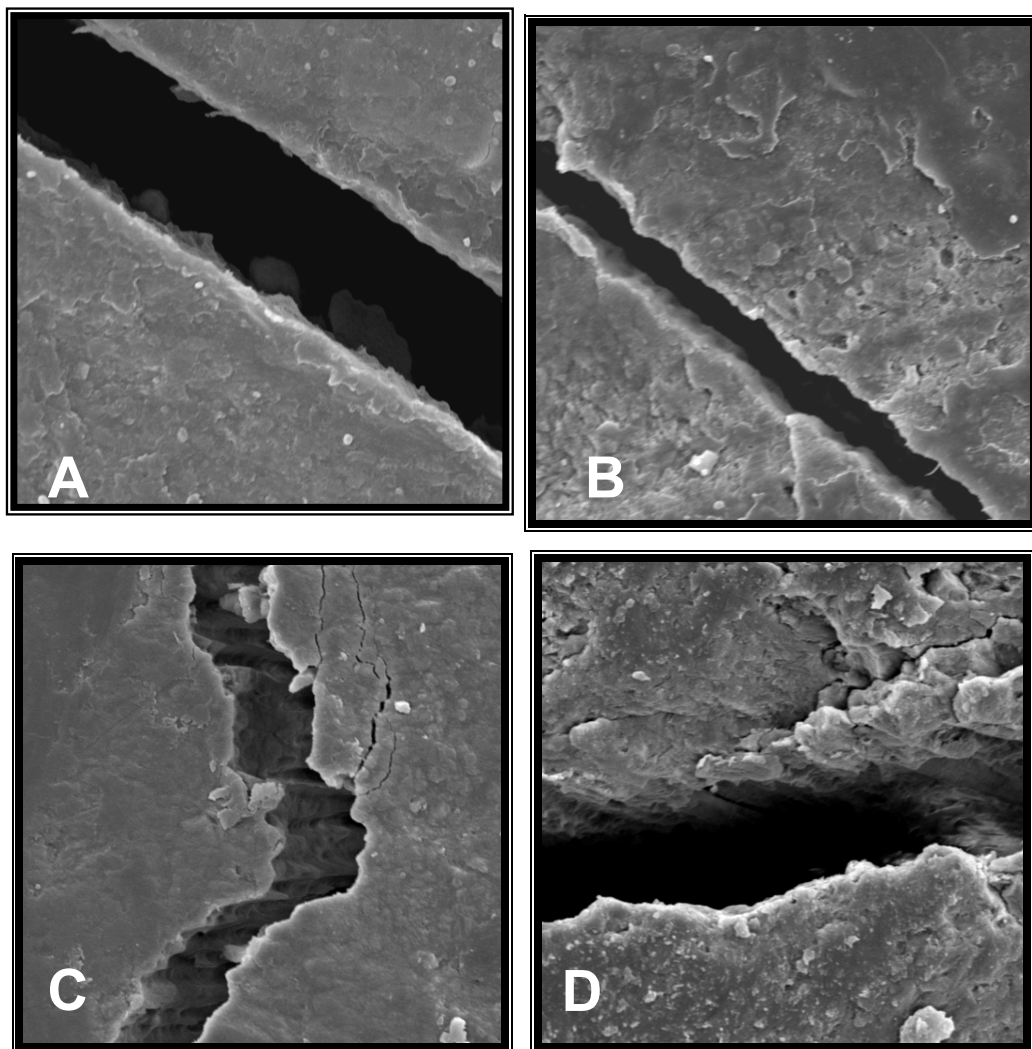


FIGURA 15 - Imagens em MEV das fendas encontradas nos corpos de prova. A - Preparo com ponta e resina fotopolimerizada com Luz Halógena. (2000X). B - Preparo com ponta diamantada e resina fotopolimerizada LED. (2000X). C - Preparo com Laser de Er:YAG e resina fotopolimerizada com LED (2000X). D - Preparo com Laser de Er:YAG e resina fotopolimerizada com Luz Halógena (2000X).

Verificou-se que em todas as amostras avaliadas as fendas marginais estavam presentes. Estas podem sugerir contração de polimerização da resina composta ou devido a técnica de vácuo durante a metalização durante o preparo dos corpos de prova para esse tipo de observação.

## **6 DISCUSSÃO**

### **6.1 Discussão da metodologia**

A odontologia restauradora a várias décadas busca encontrar materiais e técnicas restauradoras ideais, que possam oferecer um preparo cavitário conservador, com o mínimo de desgaste, biocompatibilidade, resistência, estabilidade dimensional e selamento marginal.

A estabilidade dimensional e o selamento marginal são as principais características responsáveis pelo processo de microinfiltração marginal, o qual permite a passagem de fluidos salivares e de bactérias na interface dente-restauração, gerando com o passar do tempo recidiva de cáries, sensibilidade, alterações pulpares e até comprometimento estético. (BARATIERI et al. <sup>13</sup> 1989). Devido a extensa procura por restaurações esteticamente aceitáveis pelos pacientes, a comunidade científica e a indústria têm buscado desenvolver materiais restauradores que se assemelhem à estrutura dentária em relação às propriedades mecânicas, físicas e cromáticas, com melhor desempenho na substituição dos tecidos dentais perdidos.

Para que esses objetivos sejam alcançados, além do material necessitar de características específicas, a seleção do caso e a técnica correta necessitam ser respeitadas. No decorrer dos anos muitas técnicas foram desenvolvidas para ampliar as indicações e a longevidade das resinas compostas, e, entre elas está a configuração geométrica das cavidades em que serão aplicadas as resinas compostas e a forma como esses materiais serão polimerizados.

Para avaliar a microinfiltração marginal, temos que considerar alguns fatores: o substrato dentário; o tipo de preparo cavitário; o tipo de material restaurador; a técnica de polimerização; a ciclagem térmica; o tipo de corante usado para indicar quantitativamente o grau de infiltração e o método para avaliar a penetração do corante.

O substrato dentário para o desenvolvimento de uma pesquisa é um fator importante podendo ser de origem humana ou animal sendo que dentes bovinos são os mais empregados na atualidade. Esses apresentam características histológicas semelhantes a dos dentes humanos (REEVES et al.<sup>104</sup> 1995; SILVA et al.,<sup>118</sup> 1996), permitem melhor padronização de armazenamento e determinação da média de idade dos animais, além da facilidade de obtenção em quantidade, pois com esse tipo de substrato podemos selecionar uma grande quantidade de dentes em curto espaço de tempo porque cada animal fornece vários dentes, facilitando o armazenamento em freezer e com a padronização do número de dias – que conforme Camps et al.,<sup>29</sup> 1996 deveria ser por no máximo 28 dias.

Reeves et al.,<sup>104</sup> em 1995 avaliaram a microinfiltração marginal em dentes bovinos e humanos e constataram não haver diferença entre os dois tipos de substrato. Entretanto Anido, 2001<sup>2</sup> concluiu que ao avaliar resistência adesiva entre substratos humano e bovino, há diferenças estatisticamente significantes, com maiores valores de resistência adesiva em dentes humanos, no entanto concluiu também que o substrato bovino presta-se a estudos laboratoriais desde que se observe a relação de profundidade entre os substratos devido ao número de túbulos perto da polpa serem menores nos dentes bovinos.

Optamos por armazenar os dentes em água destilada e congelamento a -18°C porque segundo Camps et al.,<sup>29</sup> 1996 e Araújo et al.,<sup>7</sup> 1999, essa condição foi a mais favorável para manter as características

iniciais do substrato e assim atenuar alterações que poderiam influenciar no teste de microinfiltração.

Ao realizarmos o preparo cavitário nos dentes, optamos pelo preparo tipo “pireis” baseados nos estudos de Feilzer et al.,<sup>46</sup> 1987 e Yoshikawa et al.,<sup>144</sup> 1999 e Cervantes-Jorge & Araújo<sup>34</sup>2007, que afirmaram que quanto menor o número de paredes que circundam a resina composta, menor seria o risco de falhas adesivas no interior das restaurações. Portanto no preparo tipo “pireis”, temos uma parede aderida a resina e uma parede livre, tendo a relação de um para um, (fator C igual a 1), e portanto com menores chances de ocorrerem falhas adesivas. (ILIE et al, <sup>61</sup>2005; Cervantes-Jorge & Araújo<sup>34</sup>2007).

Após as etapas do preparo cavitário, limpeza da cavidade, condicionamento ácido e aplicação do adesivo dentinário, foi aplicada a resina composta em dois incrementos horizontais iguais, de maneira a se padronizar a quantidade de resina a ser fotopolimerizada nos dois tipos de cavidade, e também para não exceder 2mm, que aumentaria o estresse de polimerização e por conseguinte as falhas marginais, adesivas e/ou coesivas resultantes da contração de polimerização (RUEGGEBERG & JORDAN,<sup>107</sup>1993; CARVALHO et al.<sup>31</sup>1996; MARAIS, <sup>81</sup>1997; FAN, et al.,<sup>45</sup> 2002, FELIX et al., 2006).

As resinas compostas fotopolimerizáveis possuem em sua composição fotoiniciadores que ativam ou desencadeiam a polimerização dos monômeros. O fotoiniciador mais usado é a canforoquinona, que possui pico máximo de ativação por luz em comprimento de onda entre 450 e 480 nanômetros, que é a zona azul do espectro visível. Ao iniciar essa reação, os monômeros, que são cadeias carbônicas com duplas ligações, ( $H - R - C = C - R - H$ , em que R é um radical de hidrocarboneto), sejam elas alifáticas ou aromáticas, (abertas ou fechadas), são rompidas em ligações simples que

permitem a formação de cadeias poliméricas, (BOUSCHLICHER et al.,<sup>21</sup> 2000), e assim promoverem o endurecimento do material. (RUEGGERBERG et al.,<sup>108</sup> 1999; LIM et al.,<sup>76</sup> 2002). Essa conversão gera uma contração do material da ordem de aproximadamente 2% em volume (ANUSAVICE,<sup>3</sup> 1998), dependendo da proporção de carga orgânica e inorgânica existente na resina composta e da intensidade de luz aplicada sobre o material. Em nosso estudo utilizamos uma resina híbrida composta de partículas inorgânicas de vários tamanhos diminuindo esse potencial de contração. Entretanto, essa relação pode ser alterada dependendo da quantidade de resina composta a ser polimerizada em um único incremento.

A resina composta empregada foi do tipo híbrida Filtek Z250 – 3M, para dentes anteriores e posteriores, recém lançada no mercado odontológico e que apresenta como características uma grande quantidade de carga, radiopacidade e menor fluidez, permitindo ao operador controlar a inserção do material as paredes da cavidade.(HOFMANN et al.,<sup>57</sup>2002).

Existem várias formas de se polimerizar as resinas compostas, desde convencionais até as com a utilização de laser ou com aparelhos de LED, (*light emitting diode*). Nosso trabalho se propôs avaliar dois tipos equipamentos de fotopolimerização empregando a técnica gradual com variação das distâncias das fontes de luz em relação as amostras, sendo que na distância de 14mm empregamos intensidade de 180mW/cm<sup>2</sup> conseqüência da variação de distância entre a fonte emissora e a superfície da resina composta.

A cor da resina composta usada em nossa pesquisa em todas as cavidades foi a A3 da escala Vita. Optamos por padronizar a cor, pois segundo Hossoya,<sup>60</sup> 1999 e Shortall,<sup>114</sup> 2005, a cor do material influencia em sua fotopolimerização que quanto mais escuro ou opaco, menor o grau de conversão dos monômeros em polímeros, necessitando portanto, maior intensidade ou maior tempo de exposição à luz.

Na literatura encontramos um trabalho de Araújo et al.,<sup>6</sup>1996 que observava menor infiltração marginal quando a resina composta era fotopolimerizada a 180mW/cm<sup>2</sup>. Isso ocorre devido ao fato da menor intensidade aumentar a fase gel das resina, permitindo que ela se adapte melhor no interior do preparo cavitário, compensando a contração de polimerização e diminuindo a microinfiltração marginal. Segundo Fan et al.,<sup>45</sup> 2002 e Felix et al.,<sup>47</sup> 2006 essa intensidade é insuficiente para fotopolimerizar a resina composta, no entanto, por se tratar de uma pesquisa de microinfiltração marginal consideramos que essa intensidade seria satisfatória para iniciar a fotopolimerização, completada com um valor maior (550 ou 750mW/cm<sup>2</sup>) e conseqüentemente mais eficiente, compensando as falhas iniciais.

Alem disso, Cervantes-Jorge & Araújo,<sup>34</sup> 2007 obtiveram melhores resultados de microinfiltração marginal quando avaliaram a fotopolimerização progressiva a 14mm de distância, (180mW/cm<sup>2</sup>), por 10s, seguidos de 20s de fotopolimerização com a ponta guia em contato com a matriz de poliéster (750mW/cm<sup>2</sup>). Na presente pesquisa utilizamos os parâmetros de distância e tempo de exposição descritos acima, tanto para equipamentos de luz halógena quanto para o LED.

Ao polimerizarmos em duas etapas cada incremento buscamos também na literatura os tempos de exposição considerados mais adequados e que corresponde a 30s (PIRES et al.,<sup>99</sup>1993; MILLAR & NICHOLSON,<sup>85</sup>2001; YAP, et al.<sup>142</sup> 2001).

Os dois tipos de fotopolimerização foram realizados com um equipamento convencional e com um LED. O equipamento convencional tinha intensidade máxima de 750mW/cm<sup>2</sup> enquanto o LED tinha 550mW/cm<sup>2</sup>. Ambos foram acoplados a um dispositivo de variação de distância idealizado por Cervante-Jorges & Araújo<sup>34</sup> 2007, com o objetivo de reduzir os valores de microinfiltração marginal devido a redução do estresse

de polimerização (DAVIDSON-KABAN et al., <sup>39</sup>1997; MEHL et al., <sup>83</sup>1997; BURGESS et al., <sup>25</sup> 1999; KANCA J. III & SUH, <sup>65</sup> 1999; BOUSCHLICHER et al., <sup>21</sup>2000; BRACKET et al., <sup>22</sup>2000; ERNST et al., <sup>43</sup>2000; SAHAFI et al., <sup>110</sup> 2001; CADWEL et al., <sup>30</sup> 2001; YOSHIKAWA et al., <sup>145</sup> 2001; OBICI et al., <sup>91</sup> 2002; LIN et al., <sup>76</sup> 2002; HOFMANN et al., <sup>57</sup> 2002, ILIE et al., <sup>61</sup> 2005).

Deve-se levar em consideração ainda que embora o preparo cavitário proposto nesse trabalho tenha o assoalho da cavidade a 4mm de distância em relação ao ângulo cavo-superficial, em situações clínicas, preparos de classe 2 de molares, o assoalho da cavidade está a aproximadamente 9mm de distância da ponta das cúspides, onde se faz o apoio da ponta do fotopolimerizador (FELIX et al., <sup>47</sup>2006). Isso justificaria o uso de um equipamento com intensidade acima de 400mW/cm<sup>2</sup> para fotopolimerizar incrementos de 2mm. (FAN et al., <sup>45</sup>2002 e FELIX et al., <sup>47</sup> 2006).

O emprego da termociclagem simula no laboratório as variações que ocorrem na restauração no meio bucal onde as temperaturas se alteram em função dos alimentos ingeridos. Com a variação da temperatura dos banhos aos quais os corpos-de-prova são submetidos estaremos reproduzindo parte dos estímulos do meio bucal sobre as restaurações. Essa variação térmica provoca a expansão e contração do dente e da restauração que pode interferir no grau de infiltração marginal (CRIM & GARCIA – GODOY, <sup>38</sup>1987).

Empregamos em nossa pesquisa 500 ciclos térmicos baseados nos estudos de Crim & Garcia – Godoy, <sup>38</sup>1987, que avaliaram o efeito no número de ciclos sobre a adaptação das resinas compostas e não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre 100, 500, 1000, 2000 e 4000 ciclos.

Para a avaliação da microinfiltração marginal, podem ser empregados vários tipos de corantes, para microscopia óptica ou pode se

empregar a microscopia eletrônica de varredura (MEV). Optamos por usar como corante, uma solução de nitrato de prata na concentração de 50% por ser uma molécula pequena, de baixo peso molecular, de excelente penetração e de fácil visualização em lupa estereoscópica.

A avaliação da infiltração pode ser feita através da diafanização do espécime, (TORRES, <sup>129</sup>2002), por atribuição de escores, que embora aplicada por inúmeros autores, permitem algumas variações de critérios (SÁ & GABRIELLI, <sup>109</sup>1979, ARAÚJO et al.,<sup>7</sup> 1999), por uma escala linear, acoplada ao estéreomicroscópio (CAMARGO et al., <sup>28</sup>1998 e GOMES et al.,<sup>51</sup>1998), ou através de digitalização computadorizada e avaliação através de um programa que permite o examinador medir a área da infiltração, critério o qual utilizamos, uma vez que a penetração pela solução de nitrato de prata 50% apresenta-se de uma forma bem definida, não gerando dúvidas entre os examinadores.

Os dentes receberam 2 cortes, num total de 3 fatias montadas em lâminas para microscopia óptica. Essas fatias foram fotografadas através de uma câmera digital SONY – modelo DSCS 85 e as imagens foram avaliadas por digitalização computadorizada através do programa *Image Tool 3.0*. Ao se fazer a medida da área infiltrada em mm<sup>2</sup> foi considerado sempre o maior valor. Os valores foram submetidos a análise estatística os quais apresentamos na discussão dos resultados obtidos.

## 6.2 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Ao comparar os métodos de polimerização, os melhores resultados foram observados nos grupos fotopolimerizados com o equipamento de LED concordando com os estudos de Hofmann et al.<sup>57</sup>, 2002 e Ilie et al.<sup>61</sup>, 2005. Isso provavelmente ocorreu, devido ao fato do LED empregado apresentar uma intensidade de luz menor que o equipamento de luz halógena ( $550\text{mW/cm}^2$  e  $750\text{mW/cm}^2$ ), promovendo uma diminuição da velocidade de conversão dos monômeros resinosos. Por ser uma reação exotérmica (SAKAGUCHI & BERGE, <sup>111</sup> 1997), a medida em que a reação ocorre, embora o material sofra contração, a transformação lenta dos compostos resinosos aumenta seu período de escoamento ou fase gel (ERNST et al., <sup>43</sup>2000) permitindo a melhor adaptação do mesmo as paredes cavitárias e minimizando o potencial de formação de fendas marginais por compensar a contração de polimerização através desse escoamento (UNO & ASMUSSEN, <sup>133</sup> 1991; MEHL et al., <sup>83</sup> 1997; RUGGEBERG et al.,<sup>106</sup> 1999;BRACKETT et al.<sup>22</sup> 2000).

Em nosso estudo optamos pela técnica de polimerização gradual variando-se a distância, e após a primeira exposição, o dispositivo idealizado para o suporte da ponta polimerizadora era ajustado de forma mais próxima as amostras através do parafuso macrométrico, tarefa essa que durava cerca de 20 à 30s e repetida para cada corpo-de-prova. Alguns autores, (KANCA III & SUH <sup>65</sup>1999; SAHAFI et al.,<sup>110</sup> 2001; LIM et al.,<sup>76</sup> 2002), preconizam aguardar um tempo, (de 1 à 5 min) entre as 2 etapas, pois isso permite uma melhor polimerização dentro da cavidade. Isso ocorre porque mesmo que não haja luz, os monômeros continuam reagindo devido a presença de energia dentro da massa de resina composta e da

continuidade da reação de polimerização em cadeia. Deve-se levar em consideração que sem a presença de luz essa polimerização se apresenta de maneira cada vez mais lenta, o que favorece a adaptação dentro da cavidade.

Caldwell et al., <sup>30</sup>2001, compararam uma fotopolimerização com um mesmo aparelho, o Elipar Highlight quando programado para fornecer a luz progressivamente e de maneira convencional. Eles encontraram os melhores resultados de fotopolimerização com técnica progressiva, sem a variação de distância da fonte de luz/restauração. Esses resultados diferem do nosso estudo provavelmente porque o grupo que foi fotopolimerizado com a luz convencional teve uma energia muito elevada, (luz plasma), não permitindo uma completa adaptação da resina composta através do escoamento. No presente caso, como a luz progressiva começou baixa, permitiu melhor adaptação do que a técnica convencional, exibindo menores resultados de microinfiltração marginal.

Stritikus & Owens <sup>122</sup> em 2000 afirmaram que a luz convencional permanece sendo a melhor escolha para se fotopolimerizar restaurações de classe I de resina composta. No entanto essa afirmação foi feita quando comparada uma luz plasma (PAC Light – KCP 1000), que forneceu uma intensidade de 1196mW/cm<sup>2</sup> e um fotopolimerizador convencional Ortholux Curing Light com uma intensidade máxima de 500 mW/cm<sup>2</sup>. Esse estudo demonstrou mais uma vez que altas intensidades fotopolimerizam energicamente as resinas compostas provocando um efeito indesejável sobre a restauração.

Neste estudo, como ambos os equipamentos foram utilizados em 2 etapas com variação de distância, após o primeiro período de aplicação da luz, com uma polimerização mais lenta, que proporcionou melhor adaptação das resinas compostas às paredes cavitárias aproximamos o equipamento de luz sobre a restauração e conseqüentemente a intensidade

de luz foi ampliada proporcionando aumento do grau de conversão, principalmente em áreas mais profundas (BURGESS et al.,<sup>25</sup> 1999) além de aprimorar todas as propriedades das resinas compostas, como a resistência ao desgaste, (ST GEORGES et al.,<sup>121</sup> 2002), a dureza, (BURGESS et al.,<sup>25</sup> 1999), a estabilidade de cor e biocompatibilidade (BOUSCHLICHER et al.,<sup>21</sup> 2000; LELOUP et al.,<sup>74</sup> 2002).

Uma outra vantagem da fotopolimerização em duas etapas é que a baixa intensidade diminui a força máxima de contração quando comparada com a polimerização convencional, (BLANKENAU et al.,<sup>18</sup> 1999; BOUSCHLICHER et al.,<sup>21</sup> 2000). O estudo feito por esses autores concluiu que a baixa intensidade inicial prolongou a fase gel das resinas compostas e os primeiros valores da força de polimerização foram registrados após um intervalo de tempo muito maior do que os valores de polimerização convencional.

No que se refere ao LED, existem algumas particularidades a respeito que merecem ser discutidas. Primeiramente, os LEDs de primeira geração – de baixa potência, ainda existentes no mercado odontológico não são capazes de polimerizar as resinas, diminuindo as propriedades mecânicas do material e portanto a longevidade das restaurações. Segundo Fan et al.,<sup>45</sup> 2002 e Felix et al.,<sup>47</sup> 2006 os equipamentos utilizados deveriam ter no mínimo 400mW/cm<sup>2</sup>. O LED utilizado em nosso estudo foi um equipamento de segunda geração que segundo Mills et al.,<sup>86</sup> 1999, Jandt et al.,<sup>62</sup> 2000, Stahl et al.,<sup>120</sup> 2000, Uhl et al.,<sup>132</sup> 2004 e Hofmann et al.,<sup>57</sup> 2002, estão sendo largamente estudados e melhorados para que num futuro próximo venham substituir as lâmpadas halógenas. Essa substituição também ocorrerá segundo Bennett & Watts,<sup>16</sup> 2004, porque os LEDs geram menos calor, garantem uma emissão de luz mais colimada e consistente, com menos variação de intensidade e com a vantagem do tempo de vida útil

ser dez vezes maior do que as lâmpadas halógenas convencionais. (JANDT et al.,<sup>62</sup> 2000, MILLS et al.,<sup>86</sup>1999).

Outro fato muito importante quando discutimos o comportamento dos equipamentos de fotopolimerização e o espectro de luz emitido. Nas lâmpadas halógenas, o espectro de luz emitido está entre 400 e 500nm, muito próximo inclusive de todo intervalo de absorção da canforoquinona enquanto o espectro de luz dos LEDs está entre 450 e 470nm (UHL, et al.,<sup>131</sup> 2003, BENNETT & WATTS,<sup>16</sup> 2004, ILIE et al.,<sup>61</sup> 2005, WIGGINS et al.,<sup>141</sup> 2004, UHL et al.,<sup>132</sup> 2004, SHORTALL,<sup>114</sup> 2005 e FELIX et al.,<sup>47</sup> 2006) Isso pode explicar também os resultados de microinfiltração mais favoráveis em nosso trabalho, quando usado o LED. A resina Filtek Z250 – 3M utilizada tem como iniciador a canforoquinona, com absorção entre 400 e 500nm. A reação da resina frente ao fotopolimerizador XL3000 se deu de uma maneira mais intensa, porque ele apresenta uma maior intensidade de luz, mas também porque ele tem uma maior variação no espectro de emissão, gerando portanto, um número maior de cadeias poliméricas no mesmo espaço de tempo.

No caso do LED, além da intensidade ser menor, devido ao espectro de emissão ser menor também, uma quantidade menor de moléculas de canforoquinona foram estimuladas, diminuindo portanto a velocidade de conversão e consequentemente diminuindo a contração de polimerização. É importante frisar que o LED emite luz num intervalo de comprimento de onda menor, mas por outro lado é exatamente no intervalo do pico de absorção da canforoquinona.

Asmussen et al.,<sup>10, 11</sup> 2001 e 2003 explicam que tanto com equipamentos de fotopolimerização convencionais, ou com LED, busca-se diminuir a contração de polimerização e com isso a infiltração marginal., Deve-se atentar ao fato que uma polimerização inicial muito baixa, embora aumente a fase gel e compense o contração da resina composta dentro da

cavidade, também é responsável pela formação de poucos centros poliméricos, resultando numa estrutura polimérica mais linear e consequentemente com poucas ligações químicas cruzadas. Os autores recomendam iniciar a formação dos centros poliméricos com baixas intensidades e após um período de tempo, aumentar essa intensidade, para que se formem centros poliméricos com ligações cruzadas, dentro de um mesmo grau de conversão. Caso isso não ocorra, ainda que a resina se converta 80%, todos os centros poliméricos estarão próximos e isso facilitaria sua quebra, devido aos esforços mastigatórios ou a dissociação da mesma por soluções de álcool.

Sharkey et al.,<sup>113</sup> 2001 afirmam que deve-se levar em consideração que ao se colocar baixas intensidades de luz iniciais, é necessário aumentar o tempo de exposição a intensidades altas e que pequenos períodos de fotopolimerização mesmo que realizados com aparelhos de alta potência não conseguem fotopolimerizar a resina composta em profundidade e gerar valores de microdureza capazes de suportar as cargas mastigatórias e consideram que outra maneira de se aumentar a microdureza das resinas compostas é o uso de cones transparentes capazes de concentrar a luz na região a ser aplicada (DREXLER et al.,<sup>42</sup> 1997). Isso pode ser feito desde que a intensidade inicial baixa já tenha sido aplicada. O aumento no tempo de exposição deve ser considerado, uma vez que ocorrerá um aumento da temperatura na resina composta, podendo levar a injúrias pulpares ou sensibilidade pós-operatória em cavidades profundas ou com pouca dentina remanescente (HANNIG & BOOT, 1999<sup>53</sup> LONEY & PRICE,<sup>78</sup> 2001). Shortall & Harrington<sup>115</sup>, 1998 encontraram um aumento de temperatura de até 6°C no assoalho pulpar, provocado pela reação exotérmica da fotopolimerização das resinas testadas. Esses autores também recomendam o uso de bases em cavidades profundas e inserção de pequenos incrementos de resina composta.

Quando vamos avaliar os resultados para o método de preparo cavitário isoladamente observamos uma tendência de maiores índices de microinfiltração marginal nos grupos preparados com o laser de Er:YAG, independente do tipo de fotopolimerização. No entanto apresenta-se apenas como uma tendência, visto que os tipos de preparo não diferem estatisticamente. Esses resultados coincidem com Ramos <sup>102</sup>1998 e Corona et al., <sup>35</sup> 2001, que estudaram a microinfiltração e também não houve diferença estatística entre os grupos, apenas com uma tendência do grupo preparado com as brocas apresentarem menores níveis de microinfiltração. Ramos <sup>102</sup> 1998 e Corona et al., <sup>35</sup> 2001 também encontraram os mesmos resultados e relatam que essa tendência se deve ao fato da margem cavo-superficial produzida com o laser de Érbio, apresentar-se rugosa em comparação a margem de esmalte produzida pelo corte convencional com alta rotação e que isso poderia representar o aumento dos micro espaços e maior infiltração. Os autores ressaltam que o condicionamento ácido dental durante o processo de adesão da resina composta à estrutura dental é tão ou mais relevante que o acabamento da margem cavo-superficial com característica rugosa ou lisa. Essa tendência de maior microinfiltração em nosso estudo também pode se dar pelo fato da resina utilizada ser do tipo híbrida, para dentes anteriores e posteriores, (Filtek Z250-3M), e portanto tratar-se de uma resina mais viscosa, com um pouco mais de dificuldade de adaptação na cavidade em relação a uma resina microparticulada ou uma outra marca comercial com menor viscosidade, exigindo do operador maior cuidado durante a inserção.

Também comparando a qualidade do selamento marginal através do teste de microinfiltração em restaurações de resina composta em cavidades preparadas com brocas diamantadas e laser de Er:YAG, Hibst e Keller <sup>56</sup> em 1994 concluíram que as margens cavitárias preparadas com Laser não apresentavam vantagens quando comparadas com aquelas

preparadas com pontas diamantadas, sendo esses dados coincidentes com os encontrados nesse estudo, quando da análise realizada com MEV.

Becker et al.<sup>14</sup> 1996, avaliaram a microinfiltração em cavidades preparadas com o laser de Er:YAG em restaurações de resina composta. Os autores verificaram que a irradiação com o auxílio de um controlador mecânico computadorizado poderia reduzir a rugosidade de superfície irradiada quando comparada com a irradiação manual com o laser de Er:YAG, com conseqüente redução de microinfiltração. Observaram que os valores eram ainda mais reduzidos em cavidades preparadas com pontas diamantadas. Esse resultado também corrobora com nossa pesquisa, uma vez que não houve diferença estatística entre os resultados encontrados nos mesmos tipos de cavidades.

Roebuck et al.,<sup>105</sup> 2001, também encontraram resultado semelhante quando avaliaram a infiltração marginal em esmalte e dentina preparados com laser desde que a energia utilizada seja maior do que 200 mJ na frequência de 5Hz.

Em 1997, Zezell et al.,<sup>146</sup> avaliaram o aspecto morfológico de cavidades preparadas com laser de Er:YAG. A análise em MEV mostrou que o esmalte dental apresenta uma superfície com aspecto de condicionamento ou de dentina apresenta túbulos dentinários abertos. Apesar dos autores relatarem que o padrão de superfície encontrado era propício para a adesão de materiais restauradores, a análise de nosso estudo demonstrou que mesmo com condicionamento ácido do esmalte e da dentina, ainda assim tivemos microinfiltração marginal, sendo, portanto o condicionamento de fundamental importância para a redução da microinfiltração. Essa afirmação concorda com Ceballos et al,<sup>33</sup> 2001 e Setien et al.,<sup>117</sup> 2001, que ao compararem o efeito de condicionamento com laser, com ácido e com laser e ácido, concluíram que o condicionamento

ácido deve ser aplicado em qualquer restauração adesiva para minimizar os efeitos da microinfiltração marginal.

Esse aspecto de condicionamento ocorre desde que durante o preparo cavitário seja utilizado refrigeração por *spray* de ar e água de maneira a causar refrigeração satisfatória. Além disso, Dostalová et al.,<sup>40</sup> 1996 afirmam que adicionar refrigeração com ar e água acelera a ablação, minimiza o aquecimento protegendo a polpa mesmo em áreas de dentina profundas e não provoca rachaduras.

O grau de microinfiltração após o preparo de Classe V com o laser de Er:YAG também foi comparado por Niu et al.,<sup>90</sup> 1998 com os resultados encontrados em preparos realizados convencionalmente. A análise foi realizada através de estereomicroscópio e MEV e sugeriu que a microinfiltração nas cavidades preparadas convencionalmente apresentavam o mesmo nível daquela encontrada nas cavidades preparadas com o laser de Er:YAG e condicionamento ácido.

Khan et al.,<sup>70</sup> 1998, Niu, et al.,<sup>90</sup> 1998 e Roebuck et al.,<sup>105</sup> 2001 num estudo de microinfiltração também concluíram não haver diferenças estatisticamente significantes entre cavidades preparadas com o Laser de Er:YAG e aquelas preparadas com turbina de alta rotação, seguidas do condicionamento ácido, concordando com nosso trabalho.

Takeda, et al.,<sup>126</sup> 1998, Hossain et al.,<sup>59</sup> 1999, Mello et al.,<sup>84</sup> 2004 afirmam que o laser de Er:YAG remove a *smear layer* e abre os túbulos dentinarios durante a ablação e portanto há maior susceptibilidade a infiltração marginal.

Embora os resultados obtidos com os dois tipos de preparos cavitários não apresentem diferença estatisticamente significativa, é importante atentar que com o uso do laser de Er:YAG há uma redução bacteriana local de até 99,64%, segundo Morritz et al.,<sup>87</sup> (1999), impedindo a

progressão da cárie, desde que o selamento da cavidade por restauração seja o mais efetivo possível.(BERROCAL, et al., <sup>17</sup> 2005).

Cozean et al., <sup>37</sup> 1997 afirma que o uso de Laser de Er:YAG para o preparo de cavidades que receberão restaurações adesivas é um assunto que deve ainda ser muito explorado. Isso se deve não ao fato de se buscar o melhor parâmetro de irradiação, mas também ao fato de que os sistemas adesivos de união ao esmalte e a dentina estejam em constantes mudanças, mas ainda assim, em seu estudo, não houve diferenças estatisticamente significantes quanto as alterações pulpareas tanto nos grupos preparados com laser, quanto nos grupos preparados com turbina de alta rotação. Essa afirmação também corrobora com os estudos de Dolatalová et al., <sup>41</sup> 1997 e que também afirmam que o laser de Er:YAG é tão seguro quanto as turbinas de alta rotação.

Burnett et al., <sup>26</sup> 2001 afirmam que embora o laser de Er:YAG tenha se mostrado nos últimos anos uma alternativa para o preparo cavitário, deve-se considerar algumas desvantagens frente a outras formas de obtenção dos preparos cavitários. O laser de Er:YAG além de ser um equipamento de custo muito elevado, apresenta algumas limitações, como a dificuldade de acesso em regiões interproximais, em preparos de classe II; ao contrário das turbinas de alta rotação; age apenas sobre tecidos mineralizados e na presença de água e portanto não possibilita a remoção de materiais restauradores metálicos, como o amálgama por exemplo. Além disso, como é um feixe de luz, não tem a capacidade de realizar preparos geométricos como os realizados em próteses cerâmicas e necessitam alguns cuidados básicos, como o isolamento do campo operatório obrigatório e o jateamento do grampo de isolamento para que não haja reflexão da luz e gere danos ao operador ou ao paciente. Além disso, o equipamento necessita de espaço para instalação e necessita de um treinamento do operador quanto ao manuseio do equipamento, enquanto as turbinas de alta

rotação são pequenas e não necessitam de preparo técnico para serem operadas pelo odontólogo. Dostalová et al., 1997, afirmam que os dentistas preferem o toque com brocas durante o preparo cavitário, para que tenham mais segurança durante a remoção dos tecidos duros, do que o não contato da luz laser. Além disso, afirmam que o laser de Er:YAG para que não ofereça riscos pulpares aos pacientes, devem ser utilizados abaixo de 500 mJ em dentina e com uma frequência menor do que 8Hz. Em nosso estudo, embora *in vitro* utilizamos parâmetros menores do que esses sugeridos pelos autores.

Nosso estudo demonstrou que o uso do laser de Er:YAG para o preparo de cavidades do tipo “pires” nas condições de irradiação determinadas, pode ser indicado para a prática clínica, visto que ele foi capaz de realizar os preparos cavitários de forma simples e com os graus de microinfiltração marginal similares aos encontrados nas cavidades preparadas com brocas. Outro fator positivo, é que esse equipamento permite o preparo de alguns tipos de cavidades sem o ruído típico das canetas de alta rotação, sem vibração das brocas diamantadas e sem a necessidade do emprego de anestésicos na maioria dos casos aplicados, devido ao mínimo de sensibilidade dolorosa, tornando o procedimento restaurador muito mais confortável para os pacientes. (KELLER & HIBST<sup>68</sup> 1989; BURKES et al.,<sup>24</sup> 1992; KUMAZAKI,<sup>72</sup> 1994; COZEAN et al.,<sup>37</sup> 1997, PELAGALLI et al.,<sup>96</sup> 1997, KELLER et al.,<sup>69</sup> 1998, TAKAMORI et al.,<sup>125</sup> 2003, TAGAMI et al.,<sup>124</sup> 2003).

## 7 CONCLUSÕES

A metodologia empregada nos permitiu concluir que:

- Os métodos de preparos cavitários não apresentaram diferença estatisticamente significativa, quanto a microinfiltração marginal.
- A fotopolimerização com o aparelho de luz halógena apresentou os valores mais elevados de microinfiltração marginal estatisticamente significativa.
- Nenhum dos métodos de preparo cavitário ou os meios de fotopolimerização aplicados foram capazes de impedir a microinfiltração marginal.

## 8 REFERÊNCIAS \*

1. Aguiar, F.H.; Ajudarte, K.F.; Lovadino, J. R., Effect of light curing modes and filling techniques on microleakage of posterior composite restorations, *Oper Dent*, Nov/Dec. 2002.; 27( 6 ): 557-62
2. Anido, A.A., Dentina humana e bovina, estudo comparativo da resistencia adesiva em três diferentes profundidades: teste de cisalhamento. São Jose dos Campos, 2001. 160p. Dissertação (Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista . São José dos Campos.
3. Anusavice, K.J. Philips materiais dentários. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998. 412p.
4. Aoki, A. Comparision between Er:YAG laser and onvencional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res*, 1998 June; 77(6):1404-14
5. Aoki, A. Application of the Erbium: YAG laser on the treatment of root caries lesion. In: *International Congress on Lasers in Dentistry*, 4, Singapure. Bologna: Monduzzi, 1994; 181-4.
6. Araujo, R.M.; Araujo, M.A.M.; Mendes, A. J. D. Influência da intensidade de luz de fotopolimerizadores na infiltração marginal. *Rev Assoc Paul Cir Dent*, 1996 Set; 50(5): 408-13.
7. Araujo, R.M.; Influência de diferentes meios de armazenamento de dentes extraídos na infiltração marginal. *J Bras Clin Est Odontol*. 1999; 3(14):31-5.

---

\* Baseado em:

International Comitê of Medical Journal Editors. Bibliographic services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referentes [homepage na internet] Bethesda US National Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev ; citado em 20 de mar] Disponível em: <http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniformrequirements.html>

- 8 Armengol, V.; Jean, A. ; Marion, D.; Temperature rise during Er:YAG and Nd: YAP Laser Ablation of dentin. J Endodontics, 2001; 26(3):138-41.
- 9 Armstrong, S.R.; Keller, J.C.; Bouyer, D.B., The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. Dent Mater. 2001; 17(3): 268-76.
- 10 Asmussen, E. Peutzfeldt A.; Influence of pulse delay curing on softening of polymer structures. J Dent Res. 2001; (80):1570-3.
- 11 Asmussen, E.; Peutzfeldt A.; Two step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. Dent Mater, 2003; (19):466-70.
12. Aw, T.C.; Nicholls J.I. Polymerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing. J Clin Laser Med Surg, 1997 (Abstract); 15(3): 137-41.
13. Baratieri, L.N. et al. Dentística: Procedimentos preventivos e restauradores. Rio de Janeiro: Quintessence, 1989. 509p.
- 14 Becker J., Schriever, D., Heidemann, D. Randsichte von plastischen füllungen nach computergesteuerter Erbium –YAG – Laserpreparation. Dtsch Zahnärztebl, 1996; 51(8):448-451
15. Bennett, B. Light source distance and temperature effects on composite polymerization . J Dent Res, 1994 Mar. (Abstract) 73, sp. Iss.:227
16. Bennett, A.; Watts, D.C. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation time. Dent Mater, 2004; 20(1):72-9.
17. Berrocal, M.I.L.; Gonzalez, J.M.M.; Rodrigues M.D. Carriches C.L. Sterilizing effects of the Erbium: YAG laser upon dental structures: An *in vitro* study. Med Oral patol Oral Cir Bucal, 2006; 11-E p.58-61.

18. Blankenau, R.; Erickson, R.L.; Rueggeberg, F. New light curing options for composite resin restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 1999, Feb, 20(2): 122-5.
19. Bowen, R.L. Dental filling material composing vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of a reaction product of bisphenol and glycidil acrylate. US. Patent n. 3066, 112 , 1962 apud Busato, A.L.S. et al *Dentística : restaurações em dentes anteriores*. São Paulo: Artes Médicas, 1997. 491p.
20. Brackett , W.W.; Haisch, L.D.; Covey, D.A. Effect of Plasma arc curing on the microleakage of class V resin based composites restorations, *Am J Dent* , 2000; 13(3):121-2.
21. Bouschlicher, M.R.; Vargas, M.A.; Boyer, D.B., Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization contraction forces. *Am J Dent*, 1997 Apr ,10(2): 88-96.
22. Bouschlicher, M.R.; Rueggeberg, F.A.; Boyer, D.B. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite, *J Esthet Dent*, 2000; 12(1): 23-32.
23. Buonocore, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 2000; 12(1): 23-32.
24. Burkes, E. J. Wet versus dry enamel ablation by Er: YAG laser. *J Prosthet Dent*, 1992 June; 67(6):847-51.
25. Burgess, J.O., Degoes, M. Walker, R., Ripps, A.H. An evaluation of four light –curing units comparing soft and hard curing, *Prat Periodontics Aesthet Dent*. 1999 Jan/Feb;11(1):125-32.
26. Burnett, L.H.J.; Conceição, E. N.; Pelinos, J.E. Eduardo, C.P.; Comparative study of influence on tensile bond strenght of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion or air turbine for preparation of cavities. *J Clin Laser Med Surg* . 2001, 19(4), 199-202.
27. Busato, A.L.S. *Dentística : restaurações em dentes anteriores*. São Paulo: Artes Médicas, 1997. 491p

28. Camargo, C.H.R. Capacidade seladora apical de um adesivo dentinário e de um cimento a base de hidróxido de cálcio, na obturação de canais radiculares. *Rev Odontol UNESP*, São Paulo, 1998; 27(1): 99-109.
29. Camps, J.; Baudry, X.; Bordes, V.; Dejou J.; Pignoly, C.; Ladeque, P.; Influence of tooth cryopreservation and storage time on microleakage. *Dent Mater*, 1996 Mar (12):121-6.
30. Carvalho, R.M., Pereira, J.C.; Yoshiyama, M.; Pashley, D.H.; A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*, 1996 Jan./ Feb 21(1):17-24.
- 31 Caldwell, R.; Kulkarni, G.; Titley, K.; Does single versus stepped curing of composite resins affect their shear bond strength? *J Can Dent Assoc*. 2001; 67(10): 588-92.
32. Cavalcanti, B.N.; Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent*. 2003; 90(5): 447-51.
33. Ceballos, L.; Osório, R.; Toledano, M.; Marshall, G.W.; Microleakage of composite restorations after acid or Er:YAG laser cavity treatments. *Dent Mater*. 2001, 17(3):340-46.
34. Cervantes-Jorge, A. L. & Araujo M.A.M. 2007. Influence of cavity preparation and curing method on the marginal seal of resin composite restorations: An in vitro evaluation. *Quintessence Int*. 2007; 38(3) :174.
35. Corona S. A. M.; Borsato M.C., Dibb, R.G.P.; Ramos, R.P. Brugnera, A.JR.; Pécora, J.D.; Microleakage of class V resin composite restorations after bur, air abrasion or ER:YAG laser preparation. *Oper Dent*. 2001, (26): 491-7.
36. Correr-Sobrinho; Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values, *Braz Dent J*, 2000; 11(1): 11-7.
37. Cozcan C., Arcoria, C.J.; Pelagalli, J.; Lynn Powell, G.; Dentistry for the 21<sup>st</sup> Century ? Erbium: YAG Laser for Teeth. *J Am Dent Assoc*. 1997 Aug; 128(8): 1080-7.

38. Crim, G.A.; Garcia-Godoy, F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prost Dent*, St. Louis 1987 May; 57(5): 574-6.
39. Davidson-Kaban, S.S. Effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater* , 1997; 13(6): 344-52.
40. Dostalová, T.; Jelinková, H.; Krejsa, O.; Hamal, K.; Evaluation of the surface changes in enamel and dentin due to the possibility of thermal overheating induced by Erbium:YAG Laser radiation. *Scanning Microscopy*, 1996; 10(1): 285-291.
41. Dostalová, T.; Jelinková, H.; Krejsa, O.; Hamal, K.; Kubelka, J.; Prochazkas, S.; et al., Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: A preliminary evaluation of human teeth. *J Clin Laser Med Surg*, 1997; 15(3): 117-21.
42. Drexler, P.; Garcia-Godoy, F; Boj, J.R. Surface hardness of a resin composite cured with transparent cone. *Pediatr Dent*, 1997; Sept/Oct 19(6): 419-20.
43. Ernest, C. P.; Kurschner , R.; Ripping, G.; Willershausen, B.; Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light - curing unit. *Am J Dent* 2000 Apr.; 13(2): 69-72.
44. Ernest, C.P. Depth of cure of LED vs QTH light curing devices at a distance of 7mm. *J Adhes Dent*, 2004; 6(2):141-50.
45. Fan, P.L., Schumacher, R.M.; Azzolin, K.; Geary, R.; Eichmiller, F.C.; Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc*. 2002 Apr.; 133(4): 429-34; quiz 491-3.
46. Feilzer, A.; De Gee, A.J.; Davidson, C.L.; Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, Chicago, 1987 Nov; 66(11):1636-9.
47. Felix, C.A. ; Price, R.B.T., Andreou P.; Effect of reduced exposure times on the microhardness of 10 resin composites cured by high power LED and QTH curing lights. *J Can Dent Assoc*, 2006; 72(2):147 a-f.

48. Firoozmand, L. M., Araujo, R.M.; Balducci, I.; Influência dos fotopolimerizadores com lâmpada halógena e aparelhos de LED azul na infiltração marginal de resinas compostas. *Rev Bras Odontol.* 2006; 63(1):65-68.
49. Franciscone, C.E.; Veronezi, M.C.; Bastos, M.T.A.A.; Bernardini, S.E.; Legramandi, D.B.; Mazzotini, M.C., Efeito do laser de Er:YAG na adesão da resina composta à dentina. *J Bras Clin Odontol. Int, Curitiba*, 2001; 5(29), 430-32.
50. Friedl, K.H.; Schemalz, G.; Hiller, K. A.; Markal, A.; Marginal adaption of Class V restoration with and without "softstart-polymerization" *Oper Dent*, 2000; 25(1):26-32.
51. Gomes A.P.M.; Avaliação do selamento de ápices radiculares com diferentes materiais mediante infiltração marginal por corante e análise da interface em microscopia eletrônica de varredura – Parte 1. *Rev Odontol UNESP, São Paulo*, 27(1): 267-82.
52. Halvorson, R.H.; Erickson, R.L.; Davidson, C.L.; Energy dependent polymerization of resin-based composites. *Dent Mater*, 2002 Sept; 18(6):463-9.
53. Hannig, M.; Bott, B.; In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater*, 1999; 15(4): 275-81.
54. Hansen, E.K.; Asmussen, E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand*, 1997, 55(3):162-6.]
55. Hasegawa, T.; Itoh K., Yukitani, W.; Wakumoto, S. Hisamitsu, H. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin, *Oper Dent*, 2001 Jul/Aug; 26(4): 389-95.
56. Hibst, R.; Keller, U. Bond strength and microleakage of composite restorations after Er:YAG laser preparation and conditioning. In: *INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY*, 1994, Singapore, Resumos, Singapore: ISLD, 1994.

57. Hofmann, N.; Hiltl, O.; Hugo, B.; Klaiber, B. Guidance of shrinkage vectors vs irradiation at reduced intensity for improving marginal seal of class V resin-based composite restorations in vitro Oper Dent. 2002 Sept/Oct ; 27(5):510-5.
58. Horsted-Bindslev, P.; Mjor, I. A. Dentística Operatória Moderna. São Paulo: SANTOS, 1995, 307p.
59. Hossain, M.; Nakamura, Y.; Yamada, Y.; Kimura, Y.; Nakamura, G.; Matsumoto, K.; Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. J Clin Laser Med Surg 1999; 17( 3): 105-9.
60. Hosoya, Y. Five year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. Dent Mater, 1999 July 1999; 15(4):268-74.
61. Ilie, N.; Felten, K.; Trixner, K.; Hickel, R.; Kunzelmann, K.H., Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing unis. Dent Mater , 2005; 21:483-489.
62. Jandt, K.D. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater. 2000; 16(1):41-7.
63. Kameyama, A.; Influence of different acid conditioners on the tensile bond strength of 4-META/ MMA-TBB resin to Er:YAG laser- irradiated bovine dentin. J Adhes Dent, 2000; 2(4): 297-304.
64. Kanca III, J. Visible light-activated composite resins for posterior use – a comparison of surface hardness and uniformity of cure. Update. Quintessence Int, 1985; 16(10):687-90.
65. Kanca III, J.; Suh, B.I. Pulse activation: reducing resin based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins, Am J Dent, 1999 June; 12(3):107-12.
66. Kataumi, M.; Tensile bond strength and SEM Evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. Dent Mater, 1998; 17(2): 125-38.

67. Kato, G.; Nakabayashi, N. Influence of exposed collagen etched with fosforic acid to bonding. *J Dent Res*, 1995; 74, (Sp.Iss.):403, (Abstract 19).
68. Keller, U.; Hibst, R., Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances I. Measurements of the Ablation Rate. *Lasers Surg Med*, 1989; (09): 338-44.
69. Keller, U. Erbium: YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent*, 1998; 26(8): 649-56.
70. Khan, M.F.R.; Study of microleakage at class I cavities prepared by Er: YAG laser using three types of restorative materials. *J Clin Laser Med Surg*, 1998; 16( 6): 305-8.
71. Knezevic, A.; Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil*, 28(6): 658-67.
72. Kumazaki, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG laser. . In: *International Congress on Lasers in Dentistry*, 4, Singapore. Bologna: Monduzzi, 1994 : 151-7, 181-4.
73. Kurachi C.; Tuboy, A.M. Magalhaes, D.V., Bragnato V.S. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, 2001 ; 17(4), 309-15.
74. Leonard D.L.; Charlton, D.G.; Roberts H.W.; Cohen, M.E. Polymerizaton efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*. 2002; 14(5): 286-95.
75. Lim, B.S.; Ferracane, J.L.; Sakaguchi, R.L.; CONDON, JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light activation, *Dent Mater*. 2002 Sept; 18(6): 436-44.
76. Lindberg A.; Peutzfeldt A.; Van Djiken, J.W.V. Effect of power density of curing unit, exposure duration and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Invest* . 2005; (9): 71-6.

77. Leloup, G.; Holvoet, P.E. Bebelman, S. Devaux, J. Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil*, 2002 June; 29(6):510-5.
78. Loney, R.W.; Price, R.B. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent*, 2001 Sept/Oct; 26(5): 516-20.
79. Lopes et al. Efeito do tempo e da intensidade de luz na microinfiltração de restaurações de resina composta. *JBC, J Bras Est Odontol*, 2001 Jan/Fev; 5(25): 11-4.
80. Losche, G.M. Marginal adaptation of class II composite fillings: guided polymerization vs reduced light intensity. *J Adhes Dent*, 1999 Spring, 1(1): 31-9.
81. Marais, J.T.; Dannheimer, M.F.; Germishuys, P.J.; Borman, J.W. Depth of cure of light-cured composite resin with light-curing units of different intensity. *J Dent Assoc S Afr*, 1997 June; 52(6):403-7.
82. Martin, F.E. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent*. 1998 Mar 26( 3): 239-43.
83. Mehl, A; Hickel, R.; Kunzelmann, H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without sofstart-polymerization. *J Dent*, 1997, 25(3/4):321-30.
84. Mello I. ;Robazza C.R.C.; Antoniazzi J.H. Influence of Er:YAG Laser irradiation on apical sealing of four different sealers. *Braz Dent J*; 15(3):190-93.
85. Millar, B.J.; Nicholson, J.W. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerization dental restorative materials. *J Oral Rehabil*, 2001 June; 28(6): 549-52.
86. Mills, R.W.; Jandt, K.D.; Asworth, S.H.; Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 1999; 186(8):388-91.

87. Morritz, A. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an in vitro comparison. *J Clin Laser Med Surg*, 1999; 17( 4): 161-4.
88. Moseley, H.; Strang, R.; Stephen, K.W. An assessment of visible-light polymerizing sources. *J Oral Rehabil*, 1986 May; 13(3): 215-24.
89. Murchison, D.F.; Moore, B.K. Influence of curing time and distance on microhardness of eight light-cured liners., *Oper Dent*, 1992 July/Aug; 17(4):135-41.
90. Niu, W. A study on microleakage after resin filling of class V cavities prepared by Er: YAG laser. *J Clin Laser Med Surg*, 1998; 16( 4): 227-31.
91. Obici, A. C.; Sinhoreti, M.A.; De Goes, M.F.; Consani, S. Sobrinho, L.C.; Effect of the photo – activation method on polymerization shrinkage of restorative composites. *Oper Dent*, 2002; 27(2): 192-8.
92. O'brien, *Materiais Dentários*. Rio de Janeiro. Ed nteramerica-na, 381, p. 1981.
93. Oelgiesser, D.; Blajbalg, J.; Bem-Amar, A. Cavity preparation by Er:YAG laser on pulpal temperature rise. *Am J Dent*, 2003 Apr; 16(2): 96-8.
94. Paravina, R.D.; Ontiveros, J.C.; Powers, J.M. Curing – dependent changes in color and translucency parameter of composite bleaching shades. *J. Esthet Restor Dent*, 2002; 14(3.p.158-66.
95. Park, S.H. Comparison of degree of conversion for light-cured and additionally heat-cured composites. *J Posthet Dent*, 1996; 76(6):613-8.
96. Pelagalli, J.; Investigational study of the use of Er: YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation-phase I. *J Clin Laser Med Surg*, 1997; 15(3): 109-15.

97. Perdigão, J.; Swift Junior, E.J. Analysis of dental adhesive systems using scanning electron microscopy. *Int Dent J*, 1994, 44(4):349-59.
98. Perdigão, J.; The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent*, 1996 Aug, 9(4):167-73..
99. Pires, J. A. F.; Cvitko, E.; Denehy, G.E.; Swift JR., E.J. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int*, 1993 July; 24(7):517-21.
100. Prati, C.; Chersoni, S.; Montebugnoli, L.; Montanari, G.; Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent*, 1999 June; 12(5):231-4
101. Price, R.B.; Rizkalla, A. S.; Hall, G.C. Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an infilled resin. *Am J Dent*, 2000 Aug; 13 (4):176-80.
102. Ramos, A.C.B. Microinfiltração marginal em cavidades de Classe V preparadas com alta rotação e com laser de Érbio:YAG – Estudo “in vitro”. 1998 Dissertação (mestrado) – Pós-Graduação e odontologia – Área de concentração em Dentística – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
103. Rauscher, F.C. Avaliação in vitro da qualidade da interface de adesão formada entre um sistema adesivo convencional e um auto-condicionante e a dentina bovina normal e hipermineralizada: estudo em MEV. 2003. 155f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Área de concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos.
104. Reeves, G.W. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth, *Oper Dent*, Seattle, 1995 Dec; Seattle, 20(6): 230-5.

105. Roebuck, E.M.; Whitters, C.I.; Saunders, W.P. The influence of three Erbium:YAG laser energies on the in vitro microleakage of class V compomer resin restorations. *Int J Paediatr Dent*. 2001 Jan 11(1): 49-50.
106. Rueggberg, F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*; 25, Suppl.25, 1999; S4-15, quiz S73.
107. Rueggerberg, F. A.; Jordan, D.M. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int Prosthodont*, 1993 July/Aug, 6(4):364-70.
108. Rueggerberg, F. A.; Caughman, W.F.; Chan D.C. Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light-curing. *J Esthet Dent*, 1999; 11(4): 197-205
109. Sa, D.N.; Gabrielli, F. Estudo da infiltração marginal em restaurações de amálgama. Efeito de liga, verniz e brunidura. *Rev Fac Farm Odontol Ribeirão Preto*, 1979 Jan/Jun.; 16(1):53-62.
110. Sakagushi, R.L.; Berge H.X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent* , 1998; 26(8): 695-700.
111. Sahafi, A.; Peutzfeldt, A.; Asmussen, E. Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent*, 2001 June; 14(3):145-7.
112. Schein, M.T. ;SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. *J Dent*. 2003; (31): 127-35.
113. Sharkey, S.; Ray, N.; Burke, F.; Ziada, H.; Hannigan, A.; Surface hardness of light activated resin composites cured by two different visible light sources: an in vitro study. *Quintessence Int*, 2001 May; 32(5): 401-5.
114. Shortall A.C. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *J Oral Rehabil*. 2005; (32):906-11.

115. Shortall, A. C.; Harrington, E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil*, 1998 , 25(12): 908-13.
116. Sekine, Y.; Erbium: YAG laser application to cavity preparation: light microscopic investigation of the tooth pulp. . In: *International Congress on Lasers in Dentistry*, 4, Singapore. Bologna: Monduzzi, 1994 :167-72.
117. Setien, V.J.; Cobb, D.S.; Denehy, G.E.; Vargas, M.A.; et al. Cavity preparation devices: Effect on microleakage of class V resin-base composite restorations. *Am J Dent* . 2001 June; 14(03): 157-62.
118. Silva, C.M. Shear bond strength of an adhesive system in human, bovine and swinish teeth. *J Dent Res*, 1996; (75), (sp.iss.): 393, (Abstract 3005).
119. Soh, M.S.; Yap, A.U.J.; Siow, K.S. Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent.*, 2003; 28(6):707-15.
120. Stahl F. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potencial. *Biomaterials*, 2000; 21(13):1379-85.
121. St. Georges, A. J.; Swift E.J.JR.; Thompson J.Y., Heymann, H.O. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent* , 2002; 27(4): 410-7.
122. Stritikus, J.; Owens, B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymereized by a conventional curing light and a PAC curing light. *J Clin Pediatr Dent*, 2000; 24 (3):221-7.
123. Stoll, R. Influence of a high-speed polymerization method on the marginal integrity of composite filling in Class-II cavities. *Clin Oral Investing*, 2000 Mar; 4(1):42-9.
124. Tagami, J.; Clinical evaluation of tooth sensitivity during cavity preparation with Er:YAG laser. *Int Cong Series*, 2003; 248(1248): 223-5

125. Takamori, K. Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. *Lasers in Sug Med*, 2003, 32(1): 25-31.
126. Takeda, F.H. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. *J Endod*, 1998 Aug; 24(18): 548-51.
127. Tarle, Z. The effect of the photopolimerization method on the quality of composite resin samples, *J. Oral Rehabil.* 1998 May; 25( 6): 436-42.
128. Tokonabe, H. Morphological changes of human teeth with Er: Yag laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg*, 1999; 17(1): 7-12.
129. Torres, C. R. G. Avaliação da microinfiltração marginal em restaurações de resina composta, quando o colágeno dentinário é mantido ou eliminado após o condicionamento ácido, alterando-se o período de armazenamento e a termociclagem. 217f. Tese (Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2002.
130. Tsai P.C.L.; Meyers I.A.; Walsh, L.J. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater*, 2004; (10):364-9.
131. Uhl, A.; Mills, R.; Jandt, K.D.; Photoinitiator dependent composite depth of cure and knoop hardness with halogen and LED curing units. *Biomaterials*, 2003, (24):1787-95.
132. Uhl, A.; Sigusch, B.W.; Jandt K.D.; Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater*, 2004; (20): 80-7.
133. Uno, S.; Asmussen, E. Effect on bonding of curing through dentin. *Acta Odontol Scand* , 1991; (49): 317-20.
134. Uno, S.; Tanaka, T.; Inoue, S.; Sano, H. The influence of configuratoin factors on cavity adaptation in compomer restorations. *Dent Mater J*, 1999 ;18(1):19-31.

135. Van Meerbeek, B. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 1992 Aug; 71(8):1530-40.
136. Van Meerbeek, B. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent*, 2000 Nov.; 13. (Sp.Iss.): 3D-18D.
137. Vieira, G. F. *Facetas Laminadas*, São Paulo, Ed. Santos. 2ª ed. 1995,107p.
138. Visuri, S.R.; Gilbert, J.L.; Wright, D.D.; Wigdor, H.A.; Walsh – JR. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*, 73(1): 599-603, Jan. 1996.
139. Walls, A.W.G.: Glass polyalkenoate (glass ionomer) cements: a review. *J Dent*, 1986 Dec.;14(6):231-46.
140. Walter L.R.F.; Hokama, N.; Um novo aparelho de perfuração destinado ao estudo de materiais odontológicos. *Rev Assoc Paul Cir Dent*, São Paulo, 1976; 30( 2): 77-8.
141. Wiggins, K.M.; Hartung, M.; Althoff, O.; Wastian, C.; Mitra, S.B.; Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *JADA*. 2004; (135):1471-79.
142. Yap, A.U.; Seneviratne, C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent*, 2001; 26(5): 460-6.
143. Yap, A.U.; Ng S.C.; Siow K.S. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage, *Oper Dent*, 2001 May; 26(3):260-6.
144. YOSHIKAWA, T.;BURROW, M. F.;TAGAMI, J. The effects of bonding system and light curing method on reducing stress of different C – factor cavities. *J Adhes Dent*, 2001 Summer; 3(2):177-83.
145. Yoshikawa, T.;Burrow, M. F.;Tagami, J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater*, 2001; 17(4):359-66.

146. Zezel, D.; Experimental studies of the applications of the Holmium laser in dentistry. J Clin Laser Med Surg, v.13, n.4, p.283-289, 1995. Apud RAMOS, A.C.B. Microinfiltração marginal em cavidades de Classe V preparadas com alta rotação e com laser de Érbio:YAG – Estudo “in vitro”. 1998 Dissertação (mestrado) – Pos-Graduação e odontologia – Área de concentração em Dentística – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
147. Ziskind, D.; Venezia, E.; Mass, E.; Hirschfeld, Z.; The effect of composite resin application and radiation techniques on dye penetration in class II direct composite resin restorations. J Oral Rehabil, 1999; 26(3):254-8.

Jorge, A.L.C. Evaluation of the marginal sealing in bovine teeth restored in composite resin, varying the methods of cavity configuration and two different curing sources. São José dos Campos, [Tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007

## ABSTRACT

*The purpose of this study was to evaluate the influence of method of the cavity and which are the best resources in photopolymerization of resin based composites. It was select 60 bovine teeth and they were divided in two groups: Group one was prepared plate type cavities with turbine and diamond burs and group 2 plate type cavities prepared with Er:YAG laser. They were divided in subgroups 1A, 2A, 1B, 2B, and after the etching and bonding procedures, the composite resin, Z250 –3M-ESPE was applied in 2 equal increments for each cavity preparation and photopolymerized in two different techniques. In two step curing, being the first step 14 centimeters from the surface for 10s / 180mW/cm<sup>2</sup> and second step for 20s / 550mW/cm<sup>2</sup>, with a LED curing unit – Radian – SDI, and with a XL 3000 curing – 3M-ESPE at the same way related before. The specimens were thermocycled for 500 thermocycles and dye penetration with a solution of silver nitrate 50% was used to quantify the scores of microleakage in a program Image Tool 3.0. The data was analysed with ANOVA and Tukey test (5%). The results were: a-) no one cavity preparation or photocuring method avoided microleakage, b-) The Er:YAG laser presented more microleakage, although no significant, c-) Photocuring with LED presented better results when compared with XL 3000, statistically significant.*

**KEYWORDS:** Cavity configuration, photopolymerization, composite resin, microleakage, Er:YAG Laser.