UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS

ESTUDO COMPARATIVO DO LASER, DO LED AZUL E DA LÂMPADA CONVENCIONAL NO PROCESSO DE POLIMERIZAÇÃO DA RESINA COMPOSTA DENTAL

USP/IFSC/SBI
8-2-001315

Cristina Kurachi

Dissertação apresentada à Área Interunidades, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

São Carlos
2000

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

Kurachi, Cristina
Estudo comparativo do laser, do LED azul e da lâmpada convencional no processo de polimerização da resina composta dental/Cristina Kurachi.—São Carlos, 2000.
82 p.

Dissertação (Mestrado)—Instituto de Física de São Carlos, 2000

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

1. Resina composta dental. 2. Fotopolimerização. 3. Laser de argônio. 4. LED (diodo emissor de luz).

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Ciência e Engenharia de Materiais
Caixa Postal 369 – CEP 13560-970 - São Carlos-SP – Brasil
Tel: (0xx16) 2739589/ Fax: (0xx16) 2739777 *E-mail: erica@if.sc.usp.br*

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE CRISTINA KURACHI, **APRESENTADA A ÁREA INTERUNIDADES EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS, DA EESC-IFSC-IQSC, UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, EM** 03/04/2000.

COMISSÃO JULGADORA:

Prof. Dr. ***Vanderlei Salvador Bagnato***-*Orientador* (IFSC/USP)

Prof. Dr. ***Carlos de Paula Eduardo*** (FO-USP)

Prof. Dr. ***Sizenando de Toledo Porto Neto*** (UNESP / Araraquara)

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, ***Carlos e Fani****, meus eternos mestres, e à* ***Andrea e Renata****, minhas melhores amigas.*

AGRADECIMENTOS

Durante esse período, muitas pessoas me ajudaram das mais variadas formas, contribuindo tanto para o desenvolvimento deste trabalho, como para o meu crescimento pessoal e profissional.

Ao Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato, por guiar-me em todas as fases do trabalho, compartilhando os seus conhecimentos e participando ativamente, e pela paciência e dedicação durante o convívio com uma aluna com formação "diferente". A sua inesgotável vivacidade e criatividade muito contribuíram para aumentar meu entusiasmo pela pesquisa.

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, por seu incansável entusiasmo e pela sua enorme motivação, contagiando e incentivando todos ao seu redor. A sua participação e cooperação durante o desenvolvimento do trabalho foi e é muito importante para mim.

Ao Prof. Dr. Sérgio Carlos Zílio e ao Prof. Dr. Luís Gustavo Marcassa, pelo empréstimo de materiais e equipamentos essenciais à realização dos estudos. Muito obrigada pela compreensão.

À FAPESP, PRONEX e PADCT, por viabilizarem o trabalho através do suporte financeiro.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, da UNESP, local onde parte dos procedimentos foram realizados.

Ao Daniel Varela Magalhães e à Aparecida Mariko Tuboy, meus companheiros de trabalho e, acima de tudo amigos, por diminuir o distanciamento entre Física e Odontologia e pelas longas explicações.

À Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli, pelo companheirismo profissional e por sempre estar presente quando precisei.

Ao Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto, por viabilizar a cooperação com a Faculdade de Odontologia de Araraquara, da UNESP.

Às minhas grandes amigas, Cida, Salete, Mônica e Kílvia, pela imensa contribuição que deram à minha vida.

Ao Joatan, Cléber e Lino, amigos que muito contribuíram para a agradável acolhida e que, pacientemente, acabaram com muitas dúvidas.

Aos técnicos, Cláudio, Mário, Cássio, Gérson, Carlinhos, Evaldo, Gilberto, Geraldo, Mané, Samuel, Edivaldo, Rui, Luís, Romeu, Andrei e Fernando, pela contribuição e auxílio na realização do trabalho.

À todos os meus colegas do Grupo de Óptica, pelo apoio e pela amizade.

À Isabel e à Gláucia, pela grande organização, facilitando a nossa vida.

À Gal, pelo auxílio na leitura das amostras de microinfiltração.

ÍNDICE

Introdução _____ *9*

Capítulo 1 - Características básicas das fontes de luz utilizadas neste trabalho _ *13*

Capítulo 2 - Análise térmica para o uso do laser e os diagramas PTT _____ *21*

2.1 – Materiais e Métodos _____ 24

2.2 – Resultados e Discussão _____ 28

Capítulo 3 - Características de microdureza para resina curada com laser _____ *35*

3.1 – Materiais e Métodos _____ 38

3.2 – Resultados e Discussão _____ 40

Capítulo 4 - Análise da microinfiltração em restaurações classe V de resina composta polimerizada com laser _____ *43*

4.1 – Materiais e Métodos _____ 47

4.2 – Resultados e Discussão _____ 53

Capítulo 5 - Estudos e proposta de dispositivo para o uso de LEDs na cura das resinas compostas _____ *57*

5.1 – Materiais e Métodos _____ 58

5.2 – Resultados e discussão _____ 63

Capítulo 6 - Considerações finais _____ *74*

Conclusões _____ *78*

Referências bibliográficas _____ *80*

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.1 – Foto do laser de argônio utilizado neste trabalho _____ *15*

Fig. 1.2 – Comparação dos espectros de emissão das três fontes de luz utilizadas para a fotopolimerização da resina composta. A região laranja corresponde `a região do espectro eletromagnético adequada de polimerização e a seta ao pico de absorção da canforquinona. _____ *19*

Fig. 2.1 – Desenho esquemático mostrando o posicionamento dos termistores em um premolar. _____ *25*

Fig. 2.2 – Desenho esquemático do sistema experimental. O elemento dental (losango), parcialmente submerso no banho térmico a 37° C, é iluminado pelo laser de argônio ou pela lâmpada halógena (seta). Os termistores conectados a um computador fornecem as leituras de um em 1 segundo, até um total de 240 s. _____ *27*

Fig. 2.3 – O gráfico apresenta a variação da temperatura em função do tempo de exposição do laser de argônio (300 mW) para os 4 termistores usados em um premolar. _____ *28*

Fig. 2.4 – O gráfico apresenta as curvas de aumento de temperatura em função do tempo de iluminação. Os valores são resultado da média obtida dos 5 premolares estudados. _____ *29*

Fig. 2.5 - O gráfico apresenta as curvas de aumento de temperatura em função do tempo de iluminação. Os valores são resultado da média obtida dos 5 molares estudados. _____ *31*

Fig. 2.6 – Diagrama PTT para o grupo dos premolares. As zonas 1, 2, 3 e 4 correspondem respectivamente a segura, de trabalho, crítica e perigosa. A cintura do feixe laser é gaussiano com aproximadamente 3,5 mm. _____ *32*

Fig. 2.7 – Diagrama PTT para o grupo dos molares. A cintura do feixe laser é gaussiano com aproximadamente 3,5 mm. _____ *32*

Fig. 3.1 – O gráfico apresenta os valores médios de VHN obtidos para cada tipo de luz e tempo de exposição. As curvas mostram o decréscimo da dureza em função da profundidade de penetração. _____ *40*

Fig. 3.2 – Neste gráfico são comparados os valores de dureza média obtidos com o laser de argônio (linha cheia) e o aparelho convencional (linha pontilhada), em função do tempo de exposição e para cada profundidade analisada. _____ *41*

Fig. 4.1 – Foto do aparelho padronizador de preapro cavitário _____ *48*

Fig. 4.2 a – Desenho esquemático da irradiação laser. O feixe do laser de argônio (a) foi guiado através de um guia de luz flexível (b) e direcionado à restauração no elemento dental (c). _____ *49*

Fig.4.2b – Foto mostrando um elemento dental do grupo 2 preparado para irradiação com o laser de argônio 50
Fig. 5.1 – Desenho esquemático mostrando o sistema utilizado para a obtenção das amostras. 59

Fig. 5.2 – Desenho esquemático do arranjo de LEDs. Os LEDs foram posicionados na região central do cilindro metálico. 60

Fig. 5.3 – Foto dos arranjos de LEDs 61

Fig. 5.4 – Gráfico apresentando a VHN em função do tempo de polimerização para as amostras com 350 μm. 64

Fig. 5.5 – Gráfico apresentando a VHN em função do tempo para as amostras com 1250 μm. 64

Fig. 5.6 – Gráfico apresentando a VHN em função do tempo para as amostras com 1800 μm. 65

Fig. 5.7 – O gráfico apresenta os valores de dureza Vickers em função da espessura da amostra para o arranjo L6 com os tempos de exposição de 40, 60 e 80 s. 67

Fig. 5.8 – Comparação dos resultados obtidos pela lâmpada convencional e o L6 com 40 s de exposição. 68

Fig. 5.9 – O diagrama apresenta o intervalo de tempo necessário para a obtenção de dureza superior a 105 unidades Vickers utilizando o arranjo L6. As barras representam os valores obtidos nas espessuras estudadas, 0,35; 1,25 e 1,8 mm. 70

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.1 – Relação custo/benefício considerando a energia envolvida _____ *20*

Tabela 3.1 – Parâmetros de utilização das fontes de polimerização _____ *39*

Tabela 4.1 - Valores das repetições de cada amostra e para cada parede avaliada. *54*

Tabela 4.2 – Teste de Mann-Whitney para a parede oclusal _____ *55*

Tabela 4.3 – Teste de Mann-Whitney para a parede cervical _____ *55*

Tabela 5.1 – Parâmetros de utilização dos arranjos de LEDs _____ *62*

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

nm – nanômetro

μm – micrômetro

mm – milímetro

cm – centímetro

W – Watt

mW – miliwatt

mA - miliampere

LED – light-emitting diode (diodo emissor de luz)

° C – grau Celsius

s – segundo

min – minuto

ΔT – variação de temperatura

PTT – Potência-Tempo-Temperatura

VHN – Vickers Hardness Number (número de dureza Vickers)

Lamp – lâmpada convencional

%- porcentagem

ns – não significante

mcd – milicandela

u.a. – unidades arbitrárias

Hz - Hertz

RESUMO

A restauração de resina composta dental possui grande aplicação clínica. A polimerização da resina composta é feita através de um processo de fotoativação, que influenciará diretamente as propriedades finais do material restaurador. O estudo e o desenvolvimento das técnicas e dos dispositivos de fotopolimerização das resinas são fatores de grande relevância para melhorar a eficiência do uso da resina composta na Odontologia. Neste trabalho foram avaliadas três fontes de luz, laser de argônio e diodo emissor de luz azul (LED), em comparação com uma lâmpada de fotopolimerização convencional. Através do estabelecimento do diagrama PTT (Potência-Tempo-Temperatura), foram estabelecidos parâmetros seguros de utilização do laser de argônio, para evitar danos térmicos irreversíveis ao tecido pulpar. Na avaliação da dureza, em função da profundidade de penetração da luz no material, foram estabelecidos os parâmetros de operação do laser de argônio para a obtenção de valores de dureza semelhantes ou melhores aos obtidos com a lâmpada convencional. A microinfiltração, em restaurações classe V polimerizadas com o laser e a lâmpada convencional, não apresentou diferença estatisticamente significante quando comparadas às duas fontes de luz investigadas. A elaboração dos dispositivos à base de LEDs, assim como o estudo da dureza da resina composta curada, possibilitou uma análise do processo de cura e a determinação de parâmetros corretos de utilização dos arranjos de LEDs estudados. Nosso estudo termina com a proposta de um dispositivo alternativo para a fotoativação das resinas compostas.

ABSTRACT

The restorations based on composite resin have great application in modern dentistry. The composite polymerization is obtained by a photoactivation process. The final properties of materials are connected with the cure process. The development of photopolymerization procedures and devices is important to improve the cure efficiency and its quality. In this work, two light sources, argon laser and blue light-emitting diodes (LEDs), were studied and compared to a conventional cure lamp. In the PTT (Power-Time-Temperature) diagram it were established safe working parameters to argon laser application, in order to avoid pulpal damage. The microhardness was used to quantify mechanical properties. The observation of VHN as a function of the depth in the material, allowed us to determine the operational parameters where argon laser produces similar properties compared with the conventional lamp. The microleakage observed in class V restorations cured by laser or conventional lamp was investigated and the result did not show statistical difference when the two light sources were compared. Using the devices based on LEDs it was possible to study the cure process and establish the operational parameters when this alternative light source is considered for use in composite resin cure.

INTRODUÇÃO

A resina composta dental é um material restaurador que foi inicialmente desenvolvido no final da década de 1950 e início da década de 1960. Desde então, as restaurações com resina composta vêm ganhando cada vez mais importância com o desenvolvimento dos materiais e de novas técnicas adesivas, e também com a filosofia progressivamente mais estética na Odontologia. As resinas têm sofrido uma considerável evolução, passando por vários tipos de carga, sistemas adesivos e tonalidade de cores. No entanto, o mesmo tipo de evolução não tem sido observado na técnica de fotoativação com os dispositivos de cura empregados.

A resina composta utilizada neste trabalho é comercialmente disponível no sistema de pasta, numa consistência que possibilita a sua adaptação e condensação no interior da cavidade preparada.

O processo de polimerização é fotoativado na região azul do espectro eletromagnético. O fotoiniciador mais frequente na composição das resinas compostas dentais é a canforquinona. Segundo Nomoto [1], o espectro de absorção desse fotoiniciador encontra-se no intervalo entre 400 e 500 nm (nanômetros), sendo que a região mais adequada é entre 450 e 490 nm, e o comprimento de onda mais eficiente para a cura, 468-470 nm. Quando a canforquinona é excitada, uma reação

em cadeia se estabelece e o endurecimento do material ocorre, conferindo à resina as características mecânicas desejadas para aplicação dental.

O desenvolvimento das técnicas de fotopolimerização é de grande relevância para que o processo de cura torne-se cada vez mais eficiente e para que o material apresente propriedades físico-químicas superiores, aumentando o tempo de vida clínica das restaurações, e em última análise ampliando o campo das indicações clínicas da resina composta.

O aparelho de fotopolimerização convencional que é utilizado em consultórios odontológicos possui uma lâmpada, usualmente halógena, que emite uma luz branca. Essa luz branca passa por um filtro para remover regiões do espectro que não contribuem ao processo de cura da resina composta, mas que, apesar disso, se fossem entregues, seriam absorvidas, causando excessivo aquecimento do material. A qualidade do filtro varia de aparelho para aparelho, e é um dos fatores que determinam a sua eficiência como fonte de luz para esse tipo de processamento. A intensidade luminosa, o tempo de exposição e a distância entre a fonte de luz e o material, são também fatores essenciais para a obtenção dos resultados esperados.

Apesar da lâmpada filtrada ser o aparelho convencionalmente utilizado na cura de resinas compostas dentais, fontes alternativas que promovam melhores propriedades finais da restauração são altamente desejáveis. Além de poderem causar um menor aquecimento, minimizando os efeitos de contração térmica, as fontes alternativas podem ampliar o campo de aplicação das resinas compostas.

Neste trabalho, avaliamos a utilização de duas fontes de luz alternativas ao aparelho de fotopolimerização convencional para a cura da resina composta dental. Utilizamos o laser de argônio e o LED azul e procuramos comparar as vantagens e desvantagens do emprego de cada técnica.

O laser de argônio, operando na linha 488 nm, está na região do espectro eletromagnético adequada para a polimerização da resina composta dental. O laser é uma luz monocromática, assim, toda energia luminosa entregue ao material será empregada no processo de cura, tornando-a extremamente específica e eficiente.

O diodo emissor de luz ou LED (light-emitting diode) azul com emissão ao redor de 470 nm pode vir a se estabelecer como uma fonte alternativa comercial para a fotopolimerização das resinas compostas dentais. O LED azul, já disponível comercialmente, é composto por um material semicondutor de InGaN. Porém, atualmente, a potência obtida por um único LED não supera o valor de 5 mW (miliwatts), tornando o processo de cura extremamente lento.

No caso do laser de argônio, foi utilizado um aparelho de uso geral comercial (não especificamente odontológico), com adequado conhecimento de seu uso e amplo controle dos parâmetros. Já com relação aos LEDs, ainda não existem dispositivos comerciais e, mesmo as restritas experiências do seu uso tem poucos relatos na literatura [2, 3, 4]. Neste caso, não somente os parâmetros operacionais foram variados, mas também a própria constituição do dispositivo, ou seja, a disposição física dos elementos emissores de luz, foi explorada.

O estudo da dureza do material curado nos permite avaliar se o processo de polimerização foi eficiente ou não, com relação às características mecânicas obtidas.

A avaliação da microinfiltração é um outro importante método para qualificar uma técnica de cura, principalmente para observar o comportamento do conjunto dente-resina, considerando as variações dimensionais. Assim, o teste de microinfiltração foi realizado comparando a polimerização da restauração com o laser de argônio e a lâmpada convencional.

No capítulo 1 apresentamos, de forma resumida, uma comparação das três fontes de fotoativação utilizadas no trabalho. Nos capítulos 2, 3, e 4 são apresentados estudos realizados com o laser de argônio relacionados ao processo de cura das resinas compostas dentais. Os estudos realizados com o diodo emissor de luz, assim como a elaboração dos dispositivos, são discutidos no capítulo 5. Após as conclusões, os apêndices complementam o material para o bom entendimento do trabalho aqui apresentado.

IFSC-USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA INFORMAÇÃO

CARACTERÍSTICAS BÁSICAS DAS FONTES DE LUZ UTILIZADAS NESTE TRABALHO

A eficiência da fonte de luz é um dos fatores que influenciam o processo de polimerização das resinas compostas dentais, e, consequentemente as propriedades físico-químicas do material.

As três fontes de luz utilizadas neste trabalho são bastante diferentes, desde os princípios básicos de como a luz é produzida até as suas características espectrais e propriedades. Desta maneira, a técnica de aplicação deve ser diferente para cada tipo de fonte e uma caracterização breve de cada fonte deverá fornecer subsídios para o entendimento do trabalho.

Os aparelhos de fotopolimerização convencionais (lâmpadas de cura) diferem entre si dependendo do tipo de lâmpada, do filtro utilizado, da intensidade luminosa de saída e do sistema de condução da luz até a região iluminada. A lâmpada convencional possui um filamento que, ao ser aquecido, emite uma luz branca de alta intensidade, promovendo uma grande emissão de radiação infravermelha. O resultado é o aquecimento do aparelho, facilmente constatado durante sua utilização. O filtro promove a seleção da faixa de comprimentos de onda desejados.

O laser de argônio tem sido aplicado para a cura da resina composta dental apresentando resultados similares ou superiores aos dos aparelhos convencionais exigindo normalmente ¼ do tempo de exposição, quando comparado com as lâmpadas.

De uma forma abreviada, o laser de argônio possui um tubo, onde se encontra o gás argônio. Através de uma descarga elétrica promove-se a emissão de fótons (luz). Essa emissão de luz é amplificada dentro da cavidade formada por dois espelhos, até que o feixe laser é emitido. A freqüência da luz pode ser selecionada através da orientação de um prisma dentro da cavidade óptica formada pelos espelhos. Neste trabalho foi utilizado a linha 488 nm (azul). O feixe resultante é altamente colimado e concentrado. A fig. 1.1 mostra uma foto do laser de argônio (Innova 100, Coherent, EUA) utilizado neste trabalho.

Blankenau et al. [5] observaram que o grau de polimerização da resina tipo "microfill" obtido com o laser de argônio, foi significantemente superior quando comparado com a luz visível convencional, enquanto que os resultados obtidos com a resina tipo partícula pequena não diferiram estatisticamente. Eles concluíram que o laser de argônio pode ser considerado um método potencialmente vantajoso para iniciar a reação de polimerização das resinas compostas restauradoras.

A resistência à compressão, a resistência à tensão diametral, a resistência à flexão transversal e o módulo de flexão, da resina composta polimerizada com o laser de argônio e luz visível convencional, foram avaliados por Kelsey et al. [6]. Todas as propriedades físicas examinadas no estudo foram melhoradas com a polimerização a laser, com um ¼ do tempo utilizado pela ativação com a luz convencional.

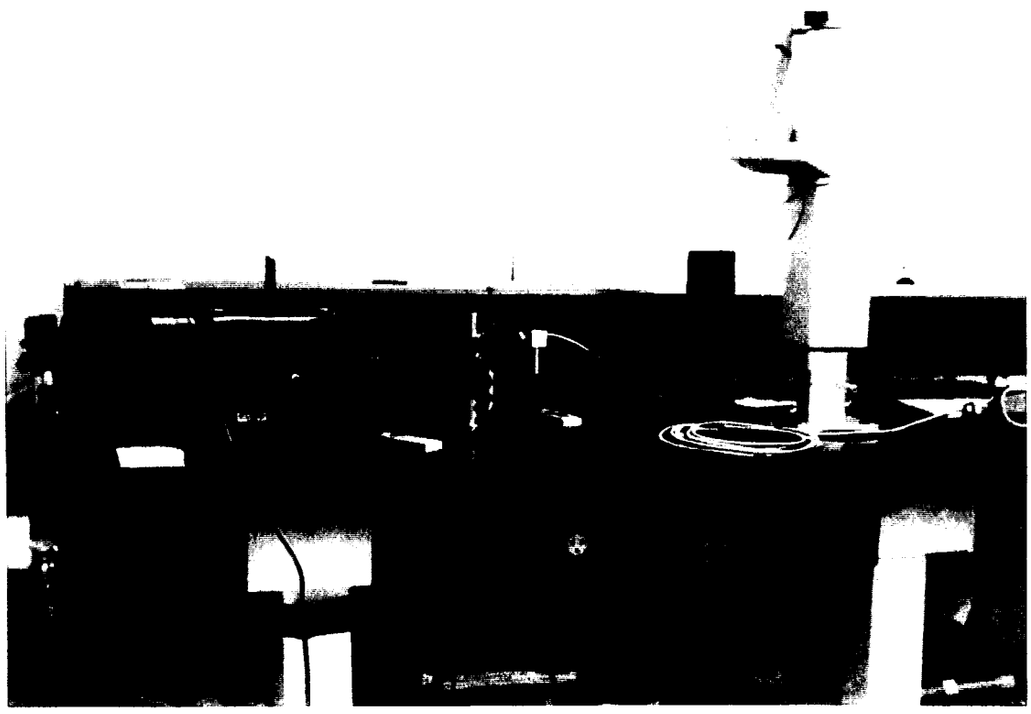

Fig. 1.1 Foto do laser de argônio utilizado neste trabalho

No trabalho de Cobb et al. [7] o laser de argônio com uma densidade de potência de aproximadamente 1000 mW/cm^2 foi comparado com uma luz convencional com aproximadamente 354 mW/cm^2. Os resultados apresentados demonstraram que as propriedades físicas testadas foram semelhantes quando aplicado o laser por 10 s ou 20 s, dependendo da resina utilizada, e a luz convencional por 40 s.

Apesar dos relatos na literatura apresentarem as vantagens do emprego do laser de argônio na polimerização das resinas compostas, atualmente, o alto custo na aquisição do aparelho comercial, inviabiliza o seu amplo emprego, com essa finalidade, especialmente nos consultórios particulares do país. No entanto, os preços dos laseres em geral vem diminuindo e dispositivos baseados em laser deverão conquistar o mercado num futuro próximo

O LED é constituído por uma junção formada por materiais semicondutores, que determinará o tipo de luz emitida, dependendo do material. Cada material semicondutor apresenta um "gap" de energia, entre as bandas de condução e valência, que determinará o espectro de emissão da luz, caracterizando a cor emitida. A região onde se dá o contato elétrico com o material semicondutor tem dimensões da ordem de 100 μm, sendo, portanto bastante delicado. Grandes variações na corrente elétrica e tensão aplicadas, assim como um manuseio pouco cuidadoso, podem ocasionar danos ao diodo, quando não convenientemente protegido. A corrente elétrica fornecida ao material induz a emissão de uma luz específica, de coloração azul, no nosso caso, pois o semicondutor é à base de InGaN.

O LED azul começou a ser comercializado em 1993. Os primeiros trabalhos que apresentam o LED como uma fonte alternativa para a polimerização da resina dental são, portanto, recentes. O trabalho de Fujibayashi et al. [2] mostra a utilização

de duas fontes de luz compostas por 61 LEDs cada uma, comparando com uma lâmpada halógena. A intensidade luminosa das três fontes de luz foi fixada em 1000 W/m^2 (ou 100 mW/cm^2). A profundidade de cura foi determinada removendo o material não polimerizado e aferindo o comprimento da resina remanescente. Os autores também avaliaram o grau de conversão da resina composta e concluíram que a fonte montada com os LEDs, com pico de emissão em 466 nm, obteve resultados superiores aos das outras fontes empregadas, LED (444 nm) e lâmpada halógena.

Tarle et al. [8] relataram que o aumento da temperatura em amostras de resina composta curadas pelo LED azul foi significantemente inferior em comparação ao observado nas amostras polimerizadas com um aparelho convencional.

Whitters et al. [3] demonstram que um arranjo de 6 LEDs pode curar, em um menor intervalo de tempo, um material com parâmetros de dureza e contração similares, e menor aumento de temperatura, do que a fonte de luz convencional.

Para relacionar a luz convencional e os LEDs, os espectros de emissão do aparelho de fotopolimerização convencional (200R, K&M, São Carlos, Brasil) e do LED azul (2000 mcd, Nichia Chem. Ind., Japão), utilizados neste trabalho, foram obtidos através da leitura em um espectrofotômetro constituído por um monocromador (SPEX) e uma fotomultiplicadora para coleta do sinal. Os dois espectros foram normalizados e os 3 tipos de luz (lâmpada convencional, laser de argônio e LED), são comparados na fig. 1.2.

O pico de emissão do LED azul apresenta-se ao redor de 470 nm e o do aparelho convencional, utilizado neste trabalho, em torno de 460 nm. Apesar da luz produzida pela lâmpada halógena passar por um filtro, muitos comprimentos de onda indesejáveis, i.e., aqueles localizados fora da região adequada para a cura da resina

composta dental, ainda estão presentes na luz que é entregue pela ponteira de aplicação.

As regiões do espectro que não estão no intervalo de interesse servirão apenas para elevar a temperatura do elemento dental e a do material restaurador, trazendo conseqüências deletérias para ambos. Isto tudo corresponde à um desnecessário gasto de energia.

Tanto o laser de argônio, como o LED azul emitem luz no intervalo adequado para a excitação do fotoiniciador, sendo que a luz emitida pelo último coincide com o pico de absorção da canforquinona [1].

No caso da lâmpada convencional utilizada neste trabalho, cerca de 80% da energia luminosa não está no intervalo adequado (450-490 nm) para a fotopolimerização, por isso a necessidade do uso de filtro. Em comparação, a totalidade da luz laser e praticamente toda a luz emitida pelo LED são eficientes neste processo, por aproveitar praticamente 100% de sua densidade espectral.

Comparando os espectros da lâmpada convencional e do LED azul e considerando a densidade espectral, podemos deduzir que o LED é cerca de 3 vezes mais eficiente, no que se refere ao aproveitamento da luz emitida para o processo de cura.

A luz laser difere da luz comum devido às suas propriedades de monocromaticidade, coerência e colimação. Enquanto a luz comum fornece uma energia luminosa em vários comprimentos de onda, i.e. cores, toda a energia entregue pelo laser é de uma única cor. Essa característica do laser é um fator muito importante quando considera-se a interação da luz com o material e, consequentemente a fotoativação.

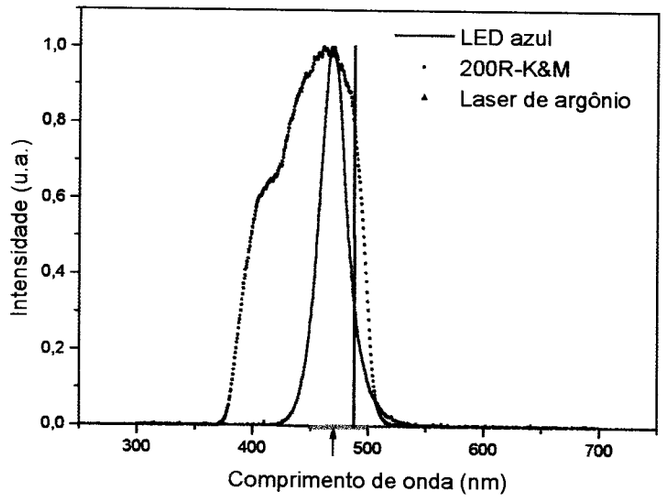

Fig. 1.2 – Comparação dos espectros de emissão das três fontes de luz utilizadas para a fotopolimerização da resina composta. A região laranja corresponde `a região do espectro eletromagnético adequada de polimerização e a seta ao pico de absorção da canforquinona.

O laser é uma luz não divergente, obtendo-se, assim, uma alta concentração de energia. Ao contrário, a luz comum é bastante divergente e quando distancia-se da fonte de emissão a intensidade luminosa diminui. É por esse motivo que recomenda-se a utilização da ponteira do aparelho de fotopolimerização convencional o mais próximo possível da resina composta.

O LED também é um tipo de luz divergente e não coerente, porém, apesar de não ser monocromático, o seu espectro de emissão é bem mais estreito que o da luz comum. O aumento de temperatura no material iluminado pelo LED, será então comparativamente inferior ao observado com a lâmpada convencional.

A relação custo/benefício em relação à quantidade de energia consumida e a emitida, das fontes de luz aqui consideradas, pode ser observada no exemplo da

tabela 1.1. A tabela apresenta o valor de potência necessário (consumido) para produzir a potência de saída (emitida).

Tabela 1.1 – Relação custo/benefício considerando a energia envolvida

Tipo de luz	**Potência consumida**	**Potência emitida**	**Custo/benefício**
Lâmp. convencional	200 W	400 mW	500
Laser de argônio	15000 W	3 W	5000
LEDs	1 W	25 mW	40

A partir da tabela 1.1, pode-se relatar que, considerando o fator energia, o LED leva vantagem em relação às duas outras fontes de fotoativação da resina composta. O laser de argônio é a fonte de luz que apresenta a relação custo/benefício menos favorável, uma vez que a energia necessária para seu funcionamento é muito alta, quando compara-se com a lâmpada convencional ou com o LED.

Essa relação influenciará diretamente o preço do aparelho e, consequentemente, o processo de escolha do profissional na aquisição de um equipamento.

Os dados da tabela 1.1 podem ser considerados importantes quando a energia elétrica não está disponível, como em postos odontológicos afastados de centros urbanos, ou em casos de uso itinerante. Atualmente, aparelhos que funcionam a pilha ou com fontes pouco potentes não existem no mercado, e os LEDs podem vir a preencher esta necessidade.

ANÁLISE TÉRMICA PARA O USO DO LASER E OS DIAGRAMAS PTT

Quando se utiliza uma fonte luminosa para a ativação de um processo fotoquímico, é necessário que a geração de calor no elemento dental seja considerada.

O laser possui diversas aplicações estabelecidas no campo odontológico. A sua utilização engloba o uso como instrumento fotomodulador de funções celulares, instrumento de corte e remoção de tecidos e instrumento fotoativador de compostos químicos e de outros materiais. Um exemplo da utilização do laser de argônio na Odontologia é a fotopolimerização de resina composta dental.

O uso de uma fonte luminosa com alta concentração de energia preocupa tanto os clínicos como os pacientes. O aumento de temperatura promovido durante a irradiação, acima de valores aceitáveis fisiologicamente, irá ocasionar danos irreversíveis aos tecidos biológicos. É imprescindível que, anteriormente ao estabelecimento de uma nova técnica clínica, sejam determinados parâmetros seguros de trabalho, preservando a integridade dos tecidos dentais e orais.

No caso da irradiação laser no dente, o tecido dental mais vulnerável à alterações de temperatura é o tecido pulpar, uma vez que os tecidos duros, esmalte, dentina e cemento, resistem, comparativamente, à um maior aumento de temperatura sem apresentar alterações morfológicas.

O estudo histológico de Zach e Cohen [9] de 1965 demonstrou que 15% dos dentes submetidos à um aumento de temperatura intrapulpar de 5,5° C desenvolveram um quadro inflamatório irreversível. Desta forma, uma variação de temperatura acima de 5° C já deve ser considerada crítica para a vitalidade pulpar. Trabalhos avaliando a temperatura intrapulpar durante a irradiação de diversos sistemas laser são encontrados na literatura.

No caso do aumento de temperatura crítico para o periodonto, o trabalho de Eriksson e Albrektsson [10] em coelhos, demonstrou que o tecido ósseo é sensível ao aquecimento em torno de 47° C. Os autores relatam que o aumento de temperatura de

10° C parece ser a variação limite para o aparecimento de danos morfológicos evidentes no tecido ósseo.

Anić et al. [11] avaliaram o aumento da temperatura da câmara pulpar em dentes molares irradiados com um laser de CO_2. A potência foi variada entre 0,5 e 6 W, o diâmetro do feixe fixado em 1 ou 1,5 mm e os tempos de exposição foram 0,5, 10, 15, 20 e 30 s. Eles observaram que com potências de 0,5 e 1 W, com o feixe em 1,5 mm e 10 s de exposição, é possível vaporizar e carbonizar o tecido dentinário, promovendo um aumento de 4° C na temperatura da câmara pulpar.

A temperatura intrapulpar ocasionada durante a irradiação com laser pulsado de Nd:YAG foi avaliada por White et al. [12]. Os autores variaram a potência entre 0,3 e 3 W com freqüências de 10 e 20 Hz (Hertz) e determinaram parâmetros de tempo, potência e freqüência, dependendo da espessura de dentina remanescente, que não devem promover um aumento da temperatura intrapulpar podendo ocasionar necrose pulpar.

O laser de CO_2 também foi empregado no trabalho de Niccoli-Filho et al. [13], com potências entre 2 e 10 W e tempos de exposição entre 0,5 e 25 s. Os resultados dos autores demonstraram que com a potência de 4 W, com uma densidade de potência de 12738,85 W cm^{-2}, e com um máximo de 2,5 s de exposição, não haverá danos pulpares.

Glockner et al. [14] compararam a temperatura intrapulpar durante o preparo de tecido duro dental com o laser de Er:YAG e a broca convencional. O laser de Er:YAG promoveu uma diminuição da temperatura intrapulpar, após alguns segundos de exposição, devido ao resfriamento com ar e água, ao contrário da broca convencional que ocasionou um aumento na temperatura, com valores até superiores a 60° C.

O aumento da temperatura intrapulpar ocasionado durante a aplicação externa de calor (laser de argônio, água quente e preparo cavitário com broca) foi avaliado no trabalho de Renneboog-Squilbin et al. [15] . Os autores relatam que o aumento da temperatura na câmara pulpar observado durante a irradiação pontual do laser de argônio com 4000 W/cm^2 por 2 ou 4 s foi inferior ao causado pelo contato com água a 54-55° C por 1 ou 2 s, e da mesma ordem que o obtido durante o preparo para cavidade tipo classe III ou V com 1 mm de profundidade e 1 mm de diâmetro.

Powell et al. [16] , em um estudo *in vitro*, compararam a alteração da temperatura intrapulpar promovida por dois sistemas laser comerciais e dois aparelhos convencionais para a polimerização de resina composta dental. Os autores concluíram que, com os tempos de cura recomendados, o aumento *in vitro* da temperatura da câmara pulpar usando as unidades laser foi significantemente menor em comparação com o observado quando foram utilizados os aparelhos convencionais.

Para determinar parâmetros seguros de irradiação clínica do laser de argônio, iniciamos nosso estudo com um mapeamento térmico de elementos dentais humanos. Qualquer aplicação clínica deve ser precedida por estudos laboratoriais avaliando a resposta tecidual durante a aplicação do laser.

2.1 – Materiais e Métodos

Preparação dos elementos dentais

Foram selecionados dez dentes humanos extraídos, sendo 5 do grupo dos molares e 5 do grupo dos premolares. Todos os elementos dentais não apresentavam

processo de cárie e eram íntegros. Desde a extração dental, os dentes foram mantidos em solução de soro fisiológico para evitar desidratação. Os dentes foram submetidos à raspagem e profilaxia com pedra pomes e água para a remoção de tecidos orais remanescentes ou cálculo dental.

Na superfície vestibular de cada elemento foi confeccionado um preparo cavitário do tipo classe V (apêndice 2), com uma profundidade de no máximo 2 mm (milímetros). O ápice radicular foi seccionado e o canal radicular alargado até a adaptação do termistor. O tecido pulpar radicular remanescente foi removido e o canal limpo com solução de hipoclorito de sódio.

No primeiro premolar estudado foram fixados 4 termistores de alta precisão (120-202 EAJ, Fenwal Electronic) nas seguintes posições: 1) acima da cavidade preparada, a aproximadamente 2 mm; 2) abaixo, na junção esmalte-cemento; 3) no interior da cavidade, após a restauração confeccionada e 4) no interior da câmara pulpar, o mais próximo possível da parede pulpar da cavidade classe V (fig. 2.1).

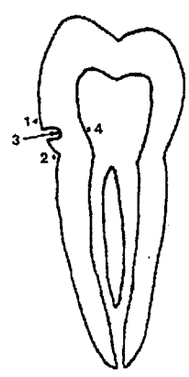

Fig. 2.1 – Desenho esquemático mostrando o posicionamento dos termistores em um premolar.

O interior da câmara pulpar e do canal radicular foi preenchido com uma pasta térmica e o ápice radicular fechado com resina composta dental (Z100, 3M do Brasil). Os outros termistores foram fixados com a mesma resina dental, polimerizada com um aparelho convencional (200R, K&M – São Carlos).

Os outros dentes receberam somente um termistor localizado no interior da câmara pulpar.

Sistema Experimental (fig. 2.2)

Para reproduzir a temperatura da cavidade oral, foi montado um banho térmico a 37° C. O dente foi fixado em um pilar de acrílico, o conjunto foi colocado no interior de um recipiente de vidro com água mantida na temperatura desejada, por uma resistência elétrica, e monitorada constantemente. A água foi adicionada até a junção amelo-cementária, a raiz dental permanecendo submersa e a porção coronária não.

Os termistores foram conectados a um computador e as leituras realizadas com período de amostragem de 1 segundo. Cada termistor foi previamente calibrado, utilizando água a 0° C e depois de 29 a 43° C, com leituras de dois em 2° C. Para cada unidade obteve-se uma equação de calibração, transformando os valores em volts para valores em ° C.

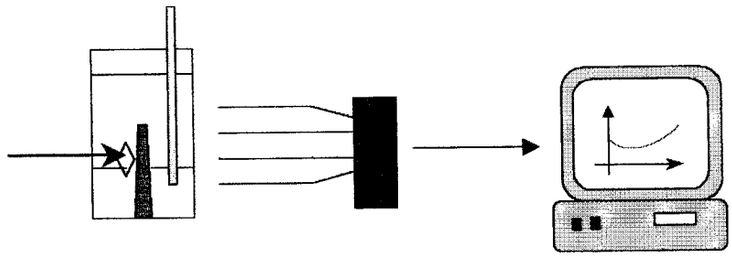

Fig. 2.2 – Desenho esquemático do sistema experimental. O elemento dental (losango), parcialmente submerso no banho térmico a 37° C, é iluminado pelo laser de argônio ou pela lâmpada halógena (seta). Os termistores conectados a um computador fornecem as leituras de um em 1 segundo, até um total de 240 s.

Irradiação laser

No primeiro premolar, inicialmente o dente foi irradiado sem o termistor 3 e com o preparo cavitário não preenchido, monitorando os termistores 1, 2 e 4. Posteriormente ele foi irradiado com a restauração confeccionada e o termistor 3 em posição, monitorando todos os termistores. Nos outros elementos, a irradiação foi realizada somente com o termistor 4 e com a cavidade não preenchida.

O laser de argônio (Innova 70, Coherent) na linha 488 nm, operando no modo contínuo e com uma cintura de feixe gaussiano de aproximadamente 3,5 mm, foi direcionado para a cavidade dental preparada e aplicado durante 4 minutos. A potência do laser foi variada, 150, 200, 300 e 500 mW (miliwatts), correspondendo a intensidades de 1560 mW/cm^2, 2080 mW/cm^2, 3120 mW/cm^2 e 5200 W/cm^2, respectivamente.

O aparelho convencional (200R, K&M – São Carlos), com uma densidade de potência de 560 mW/ cm^2, também foi utilizado para comparação dos resultados.

2.2 – Resultados e Discussão

O mapeamento térmico do primeiro dente investigado não demonstrou grande diferença nos aumentos de temperatura intrapulpar durante a irradiação com ou sem a restauração confeccionada. Desta forma, nos outros dentes foi realizado somente o estudo da temperatura intrapulpar, sem o preparo cavitário preenchido pela restauração.

O gráfico da fig. 2.3 apresenta uma curva típica do aumento de temperatura, acusado pelos 4 termistores afixados no premolar, em função do tempo de exposição. Neste exemplo, o laser de argônio operou em 300 mW de potência.

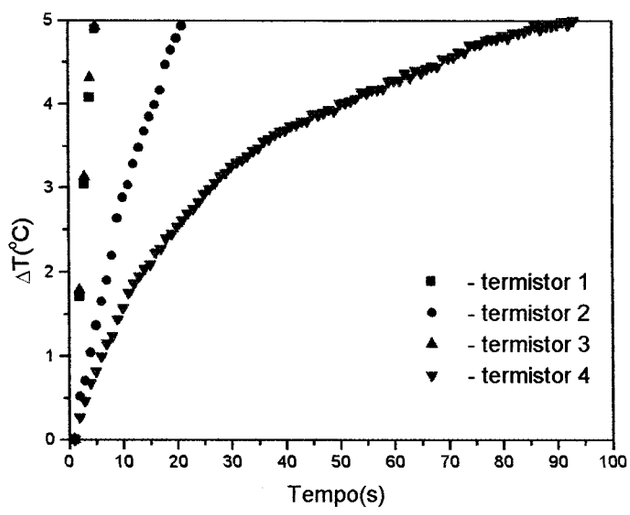

Fig. 2.3 – O gráfico apresenta a variação da temperatura em função do tempo de exposição do laser de argônio (300 mW) para os 4 termistores usados em um premolar.

Os termistores 1 e 3 foram os que apresentaram os maiores aumentos de temperatura, uma vez que estavam localizados no centro da região iluminada. O

termistor 2 também acusou um grande aumento de temperatura durante a irradiação, mas inferior aos termistores 1 e 3. O termistor 4, localizado no interior da câmara pulpar, mostrou comparativamente menores valores de temperatura. O aumento de temperatura de 5° C detectado pelo termistor 4 ocorreu após um intervalo de tempo maior quando comparado aos outros termistores.

Nos outros elementos do grupo dos premolares e nos dentes do grupo dos molares apenas o termistor no interior da câmara pulpar foi fixado, pois optamos pelo mapeamento apenas da temperatura intrapulpar. As leituras foram realizadas durante a irradiação com o dente sem a restauração dental.

Os valores obtidos durante a iluminação contínua do laser de argônio, operando com as potências utilizadas, e do aparelho convencional, são comparados no gráfico da fig. 2.4, para o grupo dos premolares, e no gráfico da fig. 2.5, para o grupo dos molares.

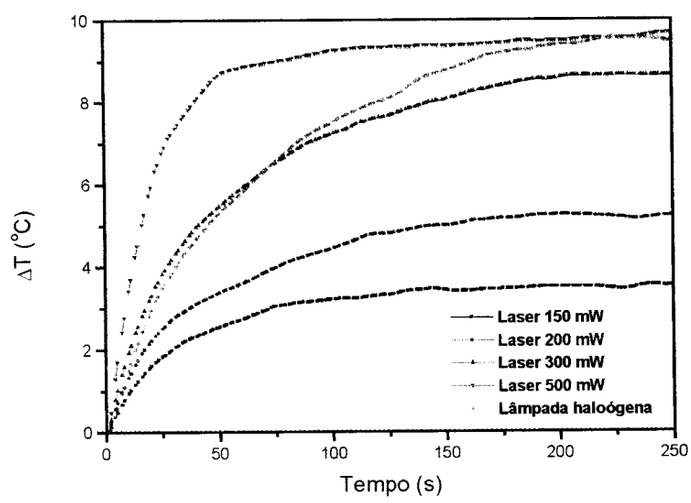

Fig. 2.4 – O gráfico apresenta as curvas de aumento de temperatura em função do tempo de iluminação. Os valores são resultado da média obtida dos 5 premolares estudados.

A variação de 5° C intrapulpar foi considerada como sendo o valor máximo que o tecido pulpar tolera sem desencadear um processo inflamatório irreversível, não comprometendo a vitalidade dental. Esse aumento de temperatura intrapulpar é atingido em variados intervalos de tempo, dependendo da fonte de iluminação e da potência utilizadas.

No caso do grupo dos premolares, utilizando uma potência de 150 mW, a temperatura intrapulpar não apresentou um aumento de 5° C mesmo após 240 s de irradiação contínua. Com uma potência de 200 mW, essa variação foi atingida após a exposição do laser de argônio durante 150 s. A luz emitida pelo aparelho convencional promoveu uma curva de tempo x temperatura próxima à do laser com 300 mW de potência, atingindo um aumento de 5° C ao redor de 45 s. O laser com 300 mW induziu o mesmo aquecimento ao redor de 40 s. O laser com 500 mW promoveu o maior aumento de temperatura intrapulpar, sendo que o valor de 5° C ocorreu após 16 s de exposição.

As curvas de tempo x temperatura obtidas para o grupo dos molares demonstram que o laser com 150 e 200 mW não promoveu um aumento de temperatura intrapulpar de 5° C durante toda a irradiação, ou seja, 4 minutos. O aparelho convencional apresentou um comportamento que permaneceu entre as curvas com potência do laser de 300 e 500 mW. O intervalo de tempo necessário para se obter a mesma variação de temperatura intrapulpar observada no grupo dos premolares é maior, provavelmente devido às diferenças anatômicas entre os grupos. Os dentes molares são comparativamente mais volumosos, apresentando, desta forma, uma maior quantidade de tecido para dissipação do calor, antes de atingir a câmara pulpar e a própria polpa dental. Como os preparos cavitários de ambos os

grupos têm aproximadamente as mesmas dimensões, os dentes premolares apresentaram-se mais termicamente vulneráveis à uma mesma iluminação.

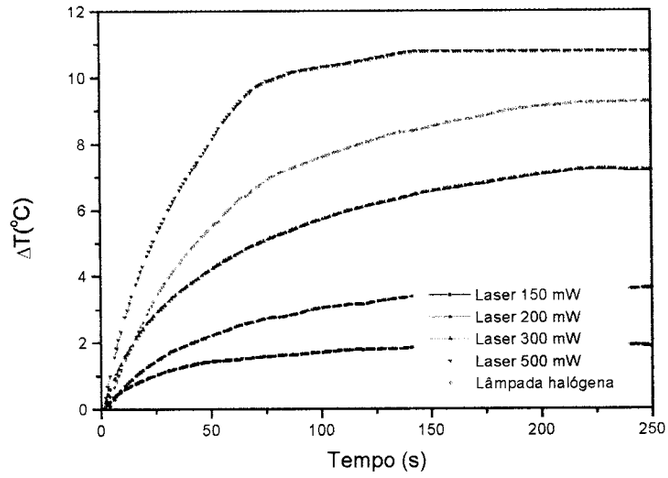

Fig. 2.5 - O gráfico apresenta as curvas de aumento de temperatura em função do tempo de iluminação. Os valores são resultado da média obtida dos 5 molares estudados.

A partir dessas curvas de tempo x temperatura, estabelecemos um diagrama correlacionando potência, tempo e temperatura, por nós denominado de diagrama PTT, para cada grupo estudado (figs. 2.6 e 2.7). Nesse diagrama foram determinadas zonas de operação, com relação à potência e ao tempo de exposição, dependendo do aumento de temperatura intrapulpar (ΔT) verificado. Assim, o diagrama PTT foi dividido em 4 regiões:

1 – zona segura: $\Delta T < 4^{o}$ C

2 – zona de trabalho: 4° C $< \Delta T < 5^{o}$ C

3 – zona crítica: 5° C $< \Delta T < 5{,}5^{o}$ C

4 – zona perigosa: $\Delta T > 5{,}5^{o}$ C

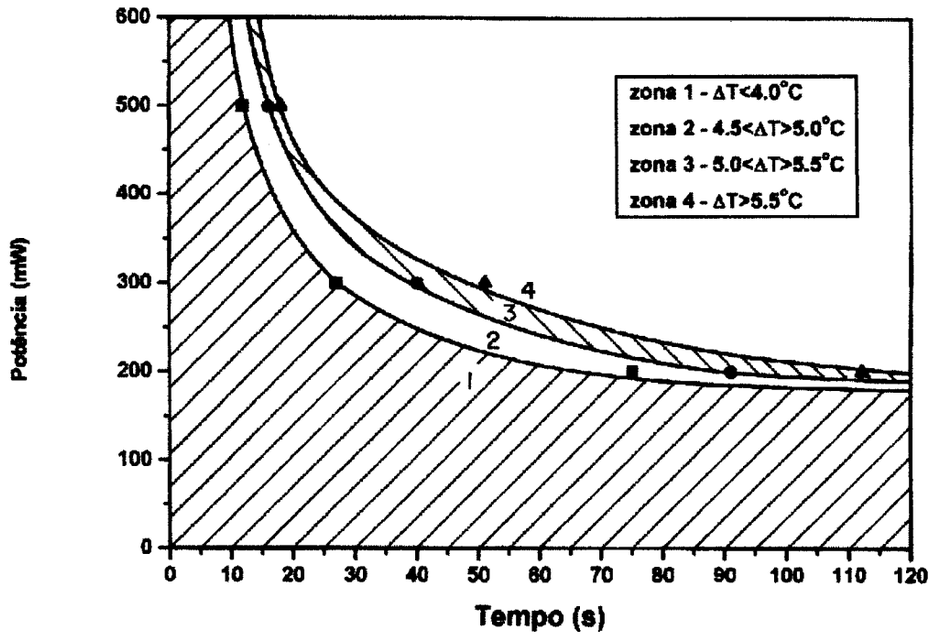

Fig. 2.6 – Diagrama PTT para o grupo dos premolares. As zonas 1, 2, 3 e 4 correspondem respectivamente a segura, de trabalho, crítica e perigosa. A cintura do feixe laser é gaussiano com aproximadamente 3,5 mm.

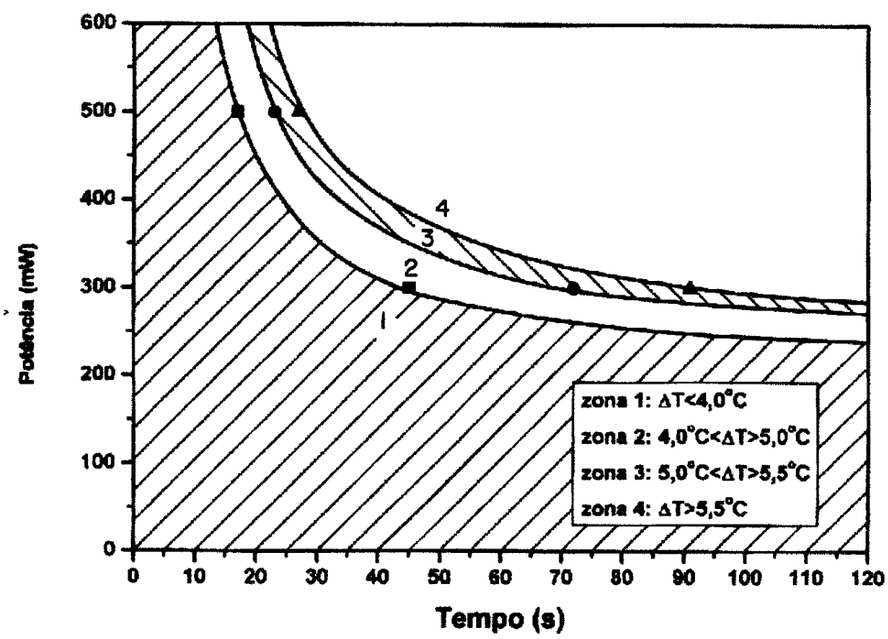

Fig. 2.7 – Diagrama PTT para o grupo dos molares. A cintura do feixe laser é gaussiano com aproximadamente 3,5 mm.

USP SERVIÇO DE BIBLIOTECA E INFORMAÇÃO

Os trabalhos [11, 12, 13, 14, 15, 16] avaliando o aumento de temperatura intrapulpar promovido durante a irradiação com diversos sistemas laser, demonstram a preocupação com a utilização desse tipo de fonte luminosa com alta concentração de energia.

O diagrama PTT pode ser usado para a determinação de parâmetros seguros de aplicação clínica do laser de argônio, seguindo as mesmas condições experimentais. Um exemplo que pode ser citado é se for utilizar o laser com uma cintura de feixe gaussiano em 3,5 mm, potência de 350 mW, em um dente molar, pode-se irradiar o elemento dental durante um período de até 40 s. Nestas condições, danos pulpares irreversíveis provavelmente não serão ocasionados. No entanto, sempre deve-se considerar que existem diferenças morfológicas entre os dentes, mesmo entre os de mesmo grupo dental, dependendo do elemento e da integridade tecidual do remanescente dental.

O clínico pode utilizar o diagrama PTT para consulta de parâmetros combinados de potência e tempo de exposição. Os parâmetros que estiverem englobados pelas zonas 3 e 4 não deverão ser empregados, uma vez que pode haver um comprometimento da vitalidade dental. O mais indicado é trabalhar, sempre que possível, em condições onde promove-se um menor aumento de temperatura intrapulpar, no caso com os parâmetros indicado pelas zonas 1 e 2.

A extrapolação de um estudo *in vitro* para as condições clínicas é extremamente difícil, e neste caso, o mapeamento térmico *in vivo* é inviável. No elemento dental vivo a dissipação do calor será diferente, existe a vascularização da polpa dental e dos tecidos periodontais, que modificará a resposta do tecido pulpar. O profissional deverá saber avaliar cada dente a ser tratado, as condições dos tecidos duros remanescentes e do tecido pulpar. No entanto, os resultados apresentados neste

estudo *in vitro*, com o estabelecimento de zonas seguras de irradiação, podem ser utilizados, uma vez que o aumento da temperatura intrapulpar no elemento dental vivo irradiado com os parâmetros englobados por essas zonas, provavelmente não atingirá o valor crítico para a vitalidade pulpar.

CARACTERÍSTICAS DE MICRODUREZA PARA RESINA CURADA COM LASER

Um dos métodos de avaliação do material restaurador polimerizado é o teste de microdureza. A análise da microdureza superficial não reflete a condição da restauração como um todo.

Para ser considerada um material restaurador ideal, a resina composta deve restabelecer a função e a estética do remanescente dental, além de ser insolúvel ao meio bucal, permanecendo funcionalmente viável pelo maior tempo possível. No entanto, até o momento, nenhum material restaurador é totalmente estável na cavidade oral.

A resina composta apresenta melhores propriedades físico-químicas quanto maior for a porcentagem de conversão monômero-polímero, ou seja, quanto mais eficiente for o processo de polimerização. Quanto menor a quantidade de monômero residual, maior a resistência à dissolução química e ao desgaste mecânico.

O teste de microdureza é um método que pode ser usado para a avaliação da resina dental polimerizada. Uma das definições de dureza é a resistência do material à identação permanente [17]. A dureza Vickers utiliza um identador com uma pirâmide de diamante na ponta.

A avaliação apenas superficial não é suficiente para a análise da restauração como um todo. Conforme a luz vai penetrando no material, a sua intensidade vai diminuindo, até um valor que não é eficiente para a excitação do fotoiniciador. Essa diminuição ocorre devido ao espalhamento da luz, principalmente pelas partículas de carga que compõem a resina. É por esse motivo, que recomenda-se a realização da restauração em camadas incrementais de até aproximadamente 2 mm de espessura.

Desta forma, a fim de realizar uma análise mais próxima da condição clínica da restauração, a avaliação da microdureza em função da distância da ponta de iluminação, ou seja da profundidade de cura, é o mais indicado.

Rueggeberg et al. [18] recomendam que a intensidade de luz mínima, para a polimerização de resinas compostas pela técnica incremental não excedendo 2 mm de espessura do material, deve ser de 400 mW/cm^2.

Hansen et al. [19] correlacionaram a profundidade de cura e a dureza superficial de resinas fotoativadas. A profundidade de cura foi determinada medindo o material remanescente após a remoção da resina não-polimerizada, para avaliação de suas características. Os autores concluíram que a dureza superficial não deve ser utilizada para avaliar a qualidade de um aparelho de fotopolimerização. A dispersão luminosa pode deixar material não curado logo abaixo das camadas superficiais.

O trabalho de Baharav et al. [20] demonstra que um maior tempo de exposição resulta em uma maior profundidade de polimerização e que, em maiores profundidades, observa-se um decréscimo na dureza da resina composta.

Uma avaliação dos efeitos da distância da ponta de cura na intensidade da luz e na microdureza da resina composta foi realizada por Pires et al. [21] . Eles concluíram que a microdureza inferior, a 2 mm de profundidade, é substancialmente menor que a superior e que a profundidade de cura diminui com o aumento da distância da ponta luminosa.

Poloniato [22] comparou a resistência flexural, a dureza e o desgaste de 4 resinas compostas fotoativadas com luz halógena e laser de argônio. As duas fontes de luz foram utilizadas com a mesma intensidade luminosa, 600 mW/cm^2. A resina composta Z100 obteve uma maior média de dureza quando fotoativadas pelo laser de argônio, sendo que a média da superfície superior foi maior que a da superfície inferior.

Toda a energia luminosa emitida pelo laser de argônio está dentro do intervalo do espectro eletromagnético adequado para a cura da resina composta dental, ao contrário do aparelho convencional onde grande parte da energia não é utilizada para fotoativar o processo de polimerização (cap.1).

A comparação da eficiência de cura do laser de argônio e da lâmpada convencional foi realizada através da determinação da dureza do material polimerizado pelas duas fontes utilizadas.

A avaliação da dureza em função da profundidade de penetração, ou seja, da distância da fonte de luz, pode ser utilizada como um método para determinação da espessura de resina composta polimerizada.

3.1 – Materiais e Métodos

Confecção das amostras

Uma placa de vidro com 6 canaletas foi pintada de preto para evitar o espalhamento da luz. A resina composta (Z100, 3M do Brasil) foi adaptada na canaleta e aplainada com uma tira de poliéster. A fotoativação do material foi realizada com o laser de argônio (Innova 70, Coherent, EUA) ou com o aparelho convencional (200R-K&M, São Carlos). A luz era direcionada apenas na extremidade superior da canaleta e o restante era protegido com um papel opaco para evitar a interferência da luz na lateral do material.

Polimerização das amostras

O laser de argônio e o aparelho convencional foram utilizados com a mesma intensidade luminosa, 560 mW/cm^2. O laser foi aplicado com os tempos de 5, 10, 20 e 40 s, e a lâmpada convencional durante 20 e 40 s (tabela 3.1).

Tabela 3.1 – Parâmetros de utilização das fontes de polimerização

Amostra	Fonte de luz	Densidade de Potência	ϕ do feixe	Tempo
1	Laser	560 mW/cm^2	0,5 cm	5s
2	Laser	560 mW/cm^2	0,5 cm	10s
3	Laser	560 mW/cm^2	0,5 cm	20s
4	Laser	560 mW/cm^2	0,5 cm	40s
5	Lâmpada	560 mW/cm^2	0,8 cm	20s
6	Lâmpada	560 mW/cm^2	0,8 cm	40s

Avaliação das amostras

Após a polimerização unitária de cada amostra, a placa foi protegida com papel alumínio, evitando a influência da luz ambiente. As amostras foram armazenadas na estufa a 37° C, em água destilada e na ausência de luz durante 4 dias.

As medidas foram realizadas no aparelho mhp 160 Microhardness Tester (Carl Zeiss, JENA), obtendo valores de dureza Vickers. O aparelho foi calibrado como o recomendado pelo manual. Três cargas foram utilizadas: 40, 80 e 160 g, sendo que para cada carga, três identações foram realizadas.

A resina composta foi avaliada em profundidades de 0,5 em 0,5 mm até 4 mm. Cada identação foi realizada durante o intervalo de 30 s.

Em cada amostra foi realizado um total de 72 identações, sendo 9 em cada profundidade investigada. A média das diagonais do losango formado foi aplicada na seguinte fórmula (mhp Microhardness Tester – Instruction Manual):

$$VHN = \frac{1854{,}4 \times P}{d^2} \quad (kg/mm^2) \qquad (1)$$

onde, P é a carga em gramas e d, a média das diagonais em μm.

3.2 – Resultados e Discussão

Os valores médios de dureza em função da distância da fonte de luz e para cada parâmetro de luz utilizado, são apresentados no gráfico da fig. 3.1.

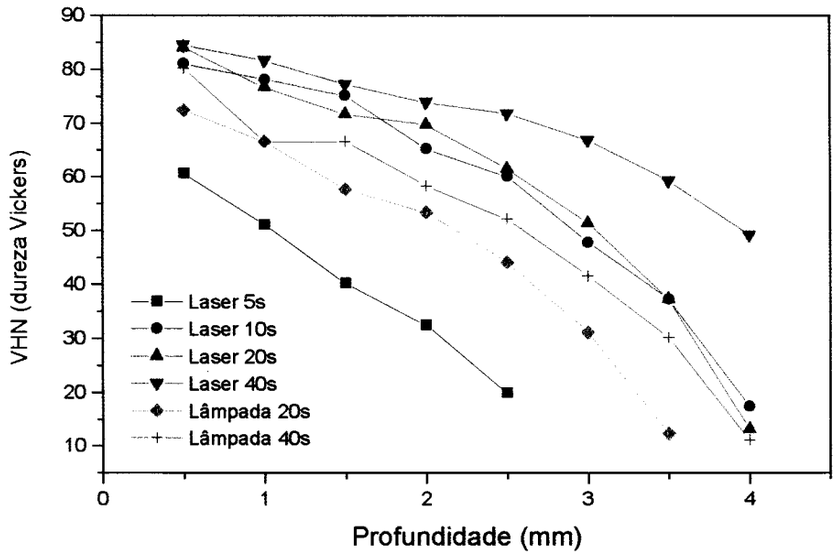

Fig. 3.1 – O gráfico apresenta os valores médios de VHN obtidos para cada tipo de luz e tempo de exposição. As curvas mostram o decréscimo da dureza em função da profundidade de penetração.

Os valores de dureza média das amostras curadas com o laser de argônio foram superiores aos das amostras polimerizadas com a lâmpada convencional, com exceção do tempo de 5 s de exposição. O laser de argônio aplicado durante 5 s não foi capaz de promover a cura da resina composta de maneira similar ao aparelho convencional. No entanto, o laser obteve valores de dureza superiores mesmo quando foi utilizado um menor tempo de exposição, 10 ou 20 s. Isso demonstra que, apesar das duas fontes de luz serem aplicadas com a mesma intensidade luminosa, o laser de

argônio pode promover uma fotoativação mais rápida devido à maior eficiência da luz para este processo.

O decréscimo da dureza em função da profundidade de penetração da luz na amostra é verificado para todas as condições estudadas.

A partir dos resultados da fig. 3.1, o gráfico da fig. 3.2 mostra os valores de dureza em função do tempo de exposição para o laser (linha cheia) e para a lâmpada convencional (linha pontilhada).

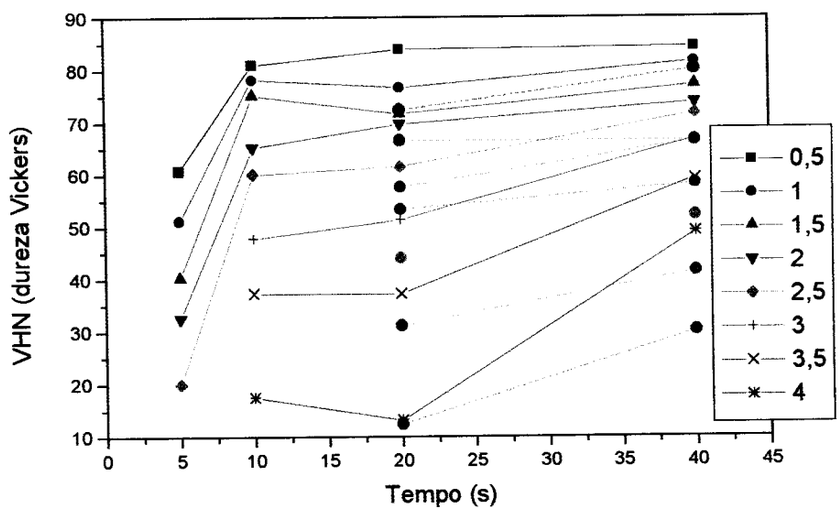

Fig. 3.2 – Neste gráfico são comparados os valores de dureza média obtidos com o laser de argônio (linha cheia) e o aparelho convencional (linha pontilhada), em função do tempo de exposição e para cada profundidade analisada.

Os resultados demonstram que ocorre um grande aumento das médias nos primeiros 10 s de exposição do laser e que, a partir deste intervalo de tempo, existe uma certa saturação da dureza para profundidades de até 2 mm. Desta forma, o laser,

nos parâmetros utilizados, não precisa ser aplicado durante intervalos de tempo superiores a 10 s, uma vez que a fotoativação não é um processo ilimitado.

Os tempos de 5 e 10 s de exposição para a lâmpada convencional não são apresentados, uma vez que não foi possível a leitura das amostras. A identação obtida não possibilitou uma adequada avaliação, pois com esses tempos de exposição, a lâmpada convencional não promoveu uma cura efetiva do material.

A diminuição da dureza, em função da profundidade de penetração da luz no material, foi observada em todas as amostras, independente da fonte de luz utilizada. Assim, a restauração de resina composta polimerizada com o laser de argônio deve ser realizada com a técnica incremental, da mesma forma que quando utiliza-se a lâmpada convencional, com camadas de até 2 mm de espessura, assegurando a cura de todo material depositado.

ANÁLISE DA MICROINFILTRAÇÃO EM RESTAURAÇÕES CLASSE V DE RESINA COMPOSTA POLIMERIZADA COM LASER

A microinfiltração é um dos principais fatores que levam ao insucesso de uma restauração de resina composta. Na interface dente-restauração ocorre a passagem de bactérias, fluidos, moléculas ou íons, favorecendo a dissolução do material restaurador.

A restauração com resina composta sofre tanto um desgaste mecânico como um químico. A região mais crítica, em relação à dissolução química, é a interface dente-restauração. O sistema adesivo aplicado na superfície dental condicionada é, comparado à resina composta restauradora, menos estável no meio bucal. Com a dissolução do sistema adesivo, forma-se uma fenda entre o dente e a restauração possibilitando a passagem de bactérias, fluidos, moléculas ou íons, e comprometendo a função e a estética da restauração.

Segundo Torstenson e Brännström [23], a contração de polimerização da resina composta leva à formação de uma fenda na interface dente-restauração, que pode ser alterada com a contração térmica do material. A fenda remanescente nas paredes cervical e axial pode ocasionar problemas de hipersensibilidade e infecção na interface.

Outro fator de grande relevância no estabelecimento da microinfiltração é a diferença existente entre a condutividade térmica do dente e a do material, ocasionando tensão na interface dente-restauração.

A microinfiltração é uma das principais causas da perda da restauração com resina composta, uma vez que pode levar à descoloração marginal, à cárie recorrente na interface dente-restauração, ao desenvolvimento de inflamação pulpar e até ao total deslocamento do material restaurador.

Da mesma forma que a resina composta, o sistema adesivo também é fotoativado. O laser de argônio pode ser utilizado como fonte de luz para a ativação da cura do adesivo. A comparação da microinfiltração, de restaurações de resina composta polimerizadas com o laser de argônio e com o aparelho convencional, é um método que pode ser usado para avaliar a eficiência do sistema de polimerização.

Barnes et al. [24], em um estudo comparativo, utilizando como traçador o nitrato de prata, observaram que a microinfiltração em restaurações de classe V *in vitro* é estatisticamente superior à encontrada em restaurações *in vivo*.

No estudo de Wieczkowski et al. [25], analisando a microinfiltração de restaurações de classe V, o uso do nitrato de prata é indicado para traçar a penetração marginal, mostrando melhores resultados quando comparado com outros traçadores.

De acordo com Wu et al. [26], a técnica utilizando a prata como corante, em comparação com o método de radioisótopo, tem uma definição superior e uma avaliação mais precisa da microinfiltração, além de possibilitar a observação direta no microscópio, sem recorrer à interpretação indireta através de filme ou fotografia.

Em uma revisão da detecção da microinfiltração ao redor de restaurações dentais, Alani e Toh [27] relatam que o método que provavelmente produz um aceitável grau de confiança é a penetração com traçadores. No entanto, classificam o método com o nitrato de prata, um teste severo, pois o íon prata é extremamente pequeno (0,059 nm) quando comparado com o tamanho de uma bactéria típica (0,5-1,0 μm).

Crim et al. [28] avaliaram o efeito do tempo de estocagem e da duração da ciclagem térmica na microinfiltração de restaurações de classe V. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos, quando variou-se a ciclagem (imediata ou após 24 horas) e o número de ciclos (100 ou 1500 ciclos).

Ao comparar a microinfiltração *in vitro* das paredes oclusal e cervical de preparos circulares com 2,5 mm de diâmetro em premolares, Chalkley e Jensen [29] observaram um pior selamento marginal cervical apesar de todas as margens estarem em esmalte.

O trabalho de Newman [30] avaliou o efeito da cura com laser de um adesivo dentinário. Foi realizada a comparação da microinfiltração em restauração classe V polimerizada com o laser e com a luz convencional. O autor observou que a técnica utilizando o laser, para a cura da resina composta e do adesivo, não ocasionou um aumento da microinfiltração em comparação com a luz convencional.

Hinoura et al. [31] estudaram a influência da cura com o laser de argônio na força de adesão da resina composta. A conclusão dos autores é a de que as forças de adesão, obtidas com a lâmpada halógena ou com o laser de argônio, não são estatisticamente diferentes quando utilizado o mesmo tempo de exposição. No entanto, eles observaram que a força de adesão das amostras curadas com o laser não diminuiu com o aumento da distância da superfície da resina, enquanto que nas amostras polimerizadas com a lâmpada halógena, houve uma diminuição significativa em distâncias, entre a ponta de iluminação e a resina, maiores que 0,5 mm.

A contração de polimerização de resinas restauradoras, curadas com laser e luz visível, foi investigada por Aw e Nicholls [32]. Os autores avaliaram a alteração dimensional, em uma direção linear, de duas resinas compostas, utilizando um microscópio óptico. Eles concluíram que não houve diferença estatisticamente significante quando comparados, as fontes de luz e os materiais utilizados.

O emprego do laser de argônio como fonte de polimerização da resina composta e do sistema adesivo pode ser avaliado no estudo da microinfiltração na restauração confeccionada. A formação da fenda na interface dente-restauração está diretamente relacionada com o processo de cura, uma vez que tanto a contração de polimerização, como as propriedades do material influenciarão a dinâmica desse processo.

4.1 – Materiais e Métodos

Preparação dos dentes

Dezoito molares humanos foram selecionados e mantidos em solução de soro fisiológico desde a extração da cavidade oral. Os elementos dentais foram raspados para remoção de remanescentes teciduais e submetidos à uma profilaxia com pedra pomes e água, sendo posteriormente armazenados em água destilada.

Na face vestibular e lingual dos dentes, foi confeccionada uma cavidade do tipo classe V no aparelho de padronização de preparo cavitário desenvolvido na Faculdade de Odontologia de Araraquara da UNESP (fig. 4.1). O preparo de classe V tinha como dimensões: 2 mm de largura x 2 mm de altura x 2 mm de profundidade. A ponta de carbide (FG 245 – JET Brand, Canadá) montada na caneta de alta rotação (MRS 400 – Dabi Atlante, Brasil) foi substituída a cada 5 preparos cavitários.

As cavidades foram preparadas com a parede cervical do preparo localizada abaixo da junção amelo-cementária. O elemento dental foi fixado em uma base e a caneta de alta rotação em um dispositivo onde regula-se a sua angulação. A ponta montada foi posicionada perpendicularmente à superfície dental a ser preparada. Definiu-se a profundidade do preparo no relógio que controla a pressão exercida na caneta. Os parafusos de movimentação da base possibilitam a definição das dimensões da cavidade nos sentidos mésio-distal e ocluso-cervical. Não foi realizado bisel nos ângulos cavo-superficiais, apenas um refinamento com recortadores manuais, removendo esmalte sem suporte. Os preparos foram realizados com refrigeração de água e ar e com velocidades semelhantes.

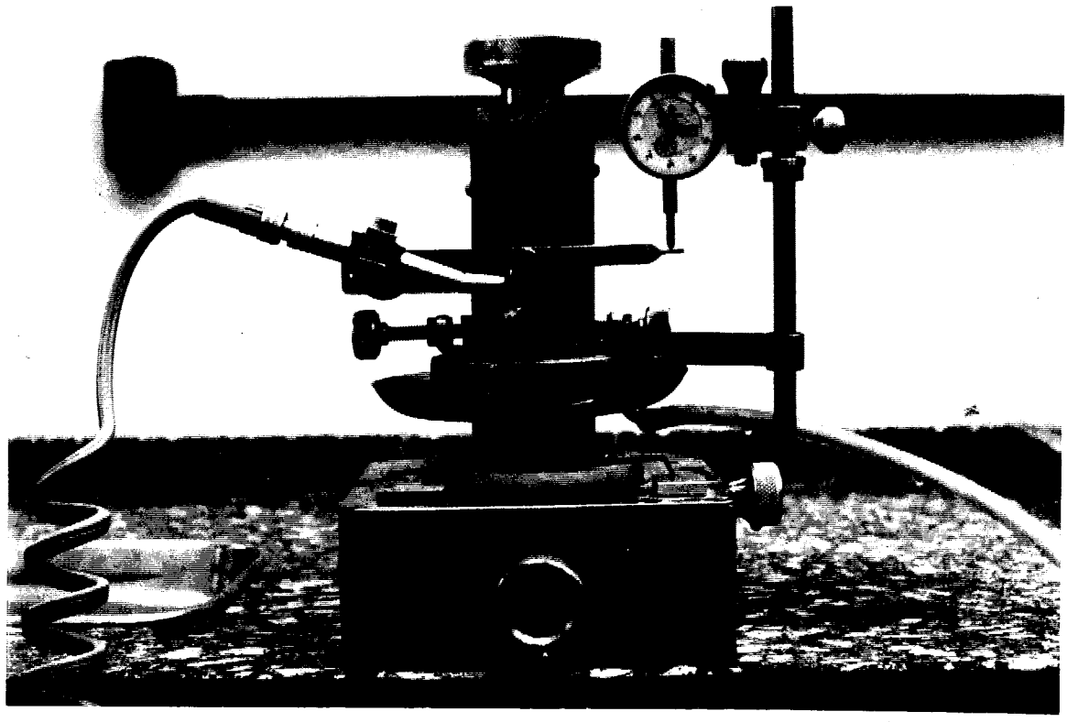

Fig. 4.1 Foto do aparelho padronizador de preparo cavitário. O dente é fixado entre os parafusos e a caneta de alta rotação é angulada até que a ponta montada esteja a 90° em relação à superfície a ser preparada.

Os dentes molares com as cavidades preparadas receberam nova profilaxia com pedra pomes e água e foram mantidos em água destilada.

Os dentes molares foram divididos em dois grupos, sendo o grupo 1 constituído pelos elementos submetidos à polimerização com o aparelho convencional (200R-K&M, São Carlos), e o grupo 2 com o laser de argônio (Innova 100, Coherent, EUA). Foram utilizados 18 dentes totalizando 36 restaurações.

Fontes de fotopolimerização

Foram utilizados dois tipos de luz para a cura da resina composta:

a) Lâmpada halógena do aparelho convencional (grupo 1)

O aparelho convencional foi utilizado com uma intensidade luminosa de 475 mW/cm^2 e com um diâmetro, da ponta de iluminação, de 8 mm.

b) Laser de argônio (grupo 2)

O laser foi irradiado com uma potência de 500 mW, através de um guia de luz flexível ("bundle"). Os dentes molares foram fixados em um suporte de mesa óptica e posicionados a uma distância do guia onde a luz era emitida em uma área com aproximadamente 8 mm de diâmetro, resultando numa intensidade de aproximadamente 1000 mW/ cm^2 (fig. 4.2).

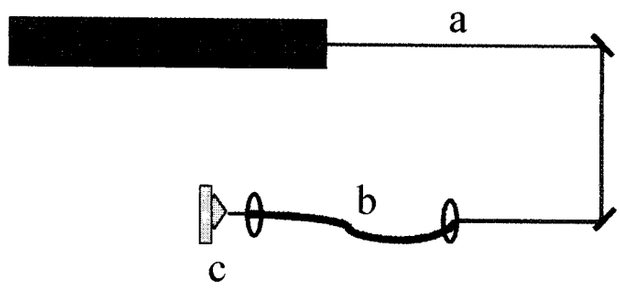

Fig. 4.2 a – Desenho esquemático da irradiação laser. O feixe do laser de argônio (a) foi guiado através de um guia de luz flexível (b) e direcionado à restauração no elemento dental (c).

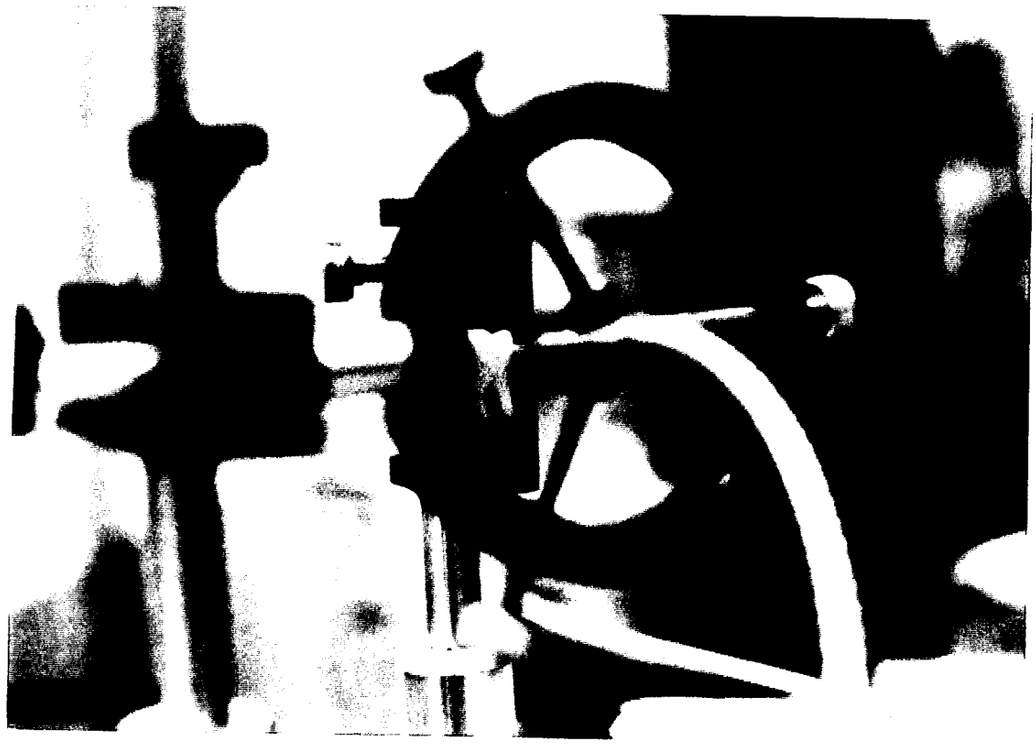

Fig. 4.2b Foto mostrando um elemento dental do grupo 2 preparado para irradiação com o laser de argônio. A radiação laser é conduzida ao dente através de um guia de luz flexível ("optical bundle"), constituído por várias fibras ópticas.

Confecção das restaurações

a) Condicionamento ácido da superfície dentinária

As superfícies de esmalte e dentina foram condicionadas com o ácido fosfórico, em forma de gel, a 35% durante 15 s. Após esse período de tempo, a cavidade foi lavada com jato de água por 10 s e seca com pontas de papel absorvente.

b) Aplicação do adesivo (Single Bond, 3M do Brasil)

O adesivo foi levado à cavidade com o auxílio de um pincel. Foram aplicadas duas camadas consecutivas do adesivo e a cavidade foi seca levemente durante 2 s. A polimerização foi realizada utilizando a luz convencional durante 10 s (grupo 1) ou o laser de argônio durante 5 s (grupo 2).

c) Adaptação e polimerização da resina composta

O material restaurador foi inserido de forma oblíqua, com uma espátula de teflon antiaderente adaptando-o às paredes cervical e axial da cavidade. A segunda camada foi adaptada à parede oclusal e à primeira camada, de forma a preencher totalmente a cavidade. No grupo 1, cada incremento foi curado durante 40 s com a lâmpada convencional e, no grupo 2, com o laser de argônio durante 10 s.

Acabamento e polimento das restaurações

Os dentes permaneceram armazenados em água destilada, em um recipiente escuro, na estufa a 37° C durante 24 horas. Posteriormente, o acabamento e polimento das restaurações foi realizado com pontas diamantadas de granulação fina em alta rotação e com discos de lixa (Sof-Lex, 3M do Brasil) em baixa rotação.

Impermeabilização

Ao redor da restauração dental foi delimitada uma área com limites de 1 mm das paredes do preparo. Os elementos dentais foram impermeabilizados com uma camada de resina epoxi e duas camadas de esmalte cosmético, sendo vermelho para o grupo 1 e vinho para o grupo 2, excetuando-se a região delimitada. O ápice radicular foi vedado com resina composta para evitar a penetração do traçador.

Ciclagem térmica

Os dentes foram termicamente ciclados, com banhos de 10° C e 50° C (±1°C), 15 s de imersão em cada banho (aparelho modelo 521.4, "Ética" Equip. Cient. AS, São Paulo), com um total de 200 ciclos.

Imersão e fixação do traçador

Os dentes foram imersos em uma solução de nitrato de prata a 50% durante 2 horas, em um recipiente fechado e em uma câmara escura. Após esse período, foram retirados com uma pinça e o excesso do traçador foi removido com água corrente. Posteriormente, os dentes foram colocados em uma solução reveladora P.A., onde permaneceram por 16 horas com a iluminação de uma lâmpada fluorescente. Para finalizar foram novamente lavados em água corrente.

Separação das amostras

As camadas de resina epoxi e esmalte cosmético foram removidas com um bisturi. Os dentes foram fixados em blocos de madeira com godiva verde e os cortes realizados com disco de diamante, sob refrigeração de água, no centro da face mesial ou distal. Cada dente foi separado em duas metades. Um segundo corte foi realizado para separar a porção coronária da radicular.

Inclusão das amostras

As amostras foram incluídas em uma resina epoxi transparente (Resina Cristal 5061, Siquiplás Ind. Com. de Produtos Plásticos Ltda., São Paulo), para possibilitar o seccionamento da restauração.

Seccionamento das restaurações

Cada metade do elemento dental foi seccionada no sentido ocluso-cervical no centro da restauração, separando-a em duas partes, utilizando um disco de diamante sob refrigeração de água.

Avaliação das amostras

As amostras foram avaliadas em uma lupa estereomicroscópica (25X de aumento) para a determinação do grau de microinfiltração nas paredes oclusal e cervical. Cada amostra foi avaliada por 5 examinadores, seguindo a seguinte classificação:

0- sem infiltração;

1- mínima infiltração (menos de 1/3 do comprimento da parede);

2- infiltração moderada (de 1/3 a 2/3 do comprimento da parede);

3- infiltração extensa (mais que 2/3 do comprimento da parede).

Os resultados dos examinadores foram comparados e o número que mais se repetiu foi considerado o resultado final da amostra (à Moda).

4.2 – Resultados e Discussão

A tabela 4.1 apresenta os resultados finais obtidos para cada amostra, mostrando os resultados para cada parede e tipo de iluminação.

Tabela 4.1 - Valores das repetições de cada amostra e para cada parede avaliada.

	Lâmpada	Laser
Parede Oclusal	1	1
	0	1
	1	1
	1	0
	2	1
	2	1
	1	0
	1	2
	1	1
	0	1
	1	0
	1	1
	1	1
	0	1
	1	1
	1	0
	0	1
	1	2
Parede Cervical	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	3
	3	2
	3	3

Análise estatística

Para a análise estatística dos resultados foi utilizado o programa GMC7 idealizado pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (USP).

Aplicando o teste de normalidade, para a qualidade estatística dos dados, verificou-se que a distribuição amostral não é normal. Desta forma, aplicou-se o teste não-paramétrico de Mann-Whitney [33], que trata 2 amostras independentes, para a comparação dos dois grupos investigados, 1 (lâmpada) e 2 (laser).

Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos em relação à parede observada, oclusal (tabela 4.2) ou cervical (tabela 4.3).

Tabela 4.2 – Teste de Mann-Whitney para a parede oclusal

Grupo 1 (valor de U)	Grupo 2 (valor de U)	Valor de Z	Probabilidade de igualdade	Sign.
162	162	0	50%	ns (>0,05)

Tabela 4.3 – Teste de Mann-Whitney para a parede cervical

Grupo 1 (valor de U)	Grupo 2 (valor de U)	Valor de Z	Probabilidade de igualdade	Sign.
171	153	0,2847	38.79%	ns (>0,05)

A partir dos resultados obtidos com a análise estatística podemos verificar que não houve diferença significativa entre os grupos investigados, ou seja, as duas técnicas de polimerização da resina composta utilizadas apresentaram-se similares

quando avaliada a microinfiltração na restauração classe V. Desta forma, o laser de argônio, apesar de promover uma cura mais rápida do material, não induziu à um pior selamento das paredes cavitárias, em comparação com a lâmpada convencional.

O resultado chega a ser surpreendente, pois sendo a lâmpada uma fonte que, juntamente com a cura, promove maior aquecimento, era de se esperar uma maior contração de polimerização, e consequentemente um maior grau de microinfiltração. Isto não foi verificado no teste realizado. No entanto é importante relembrar que outros fatores estão relacionados no estabelecimento da microinfiltração, e não somente a contração de polimerização. O sistema adesivo é um fator crítico, assim como a contração e expansão térmica do material e do dente, levando à tensão na interface dente-restauração.

A parede cervical dos dois grupos investigados apresentou o pior grau de microinfiltração, em comparação com a parede oclusal. A diferença é observada devido ao fato da margem do preparo se localizar em dentina e cemento, para a parede cervical, e em esmalte, para a parede oclusal.

ESTUDOS E PROPOSTA DE DISPOSITIVO PARA O USO DE LEDs NA CURA DAS RESINAS COMPOSTAS

Os LEDs vêm surgindo como uma fonte alternativa para a polimerização das resinas compostas dentais, torna-se necessário o desenvolvimento de dispositivos e técnicas de aplicação.

A utilização do LED azul para a cura de resinas compostas dentais vem sendo investigada [2, 3, 4]. No entanto, poucos trabalhos são encontrados na literatura, pois trata-se de uma tecnologia relativamente nova.

A investigação da fonte fotoativadora do processo de polimerização é de grande relevância para a obtenção de melhores propriedades do material restaurador. A utilização de uma fonte de luz mais eficiente, induzindo menor aquecimento da resina e do remanescente dental, é extremamente atrativa.

Nesta parte do trabalho desenvolvemos dispositivos à base de LEDs, na tentativa de estabelecer uma técnica eficaz, empregando esta fonte de luz alternativa, na cura da resina composta. Realizamos uma comparação dos resultados obtidos dos arranjos de LEDs com os resultados obtidos pelo laser de argônio e por um aparelho convencional.

5.1 – Materiais e Métodos

Inicialmente foi realizado um estudo inicial com um único LED azul para auxiliar na determinação de parâmetros de aplicação para a cura das amostras. Nesse trabalho, foi avaliada a microdureza Vickers superficial de amostras curadas com o LED, variando o tempo de exposição e comparando com o aparelho convencional (apêndice 3). Os resultados demonstraram que o tempo de exposição, necessário para a obtenção de valores similares ao da lâmpada halógena, com um único LED é muito prolongado, cerca de 4 vezes. A intensidade luminosa do LED é de aproximadamente 12 mW/cm^2, valor extremamente inferior ao do aparelho utilizado, cerca de 475 mW/cm^2, inviabilizando a utilização clínica de uma única unidade, para essa finalidade.

A partir desse estudo prévio, foi realizada a elaboração de dispositivos à base de LEDs. Esses dispositivos foram montados com arranjos de 2, 3, 4, 5, ou 6 unidades de LEDs. O estudo da dureza obtida no material curado, utilizando parâmetros variados de operação, possibilitou a determinação de tempos de exposição adequados para cada dispositivo empregado, dependendo da espessura da amostra.

Preparação das amostras

As amostras de resina composta (Z100, 3M do Brasil) foram confeccionadas com três diferentes espessuras, 350, 1250 e 1800 μm (micrômetros), utilizando o sistema experimental apresentado na fig. 5.1. O material era depositado na quantidade suficiente para ocupar o espaço entre a placa de aço inox e os espaçadores metálicos. Sobre a resina dental foi posicionada uma lâmina de vidro, com aproximadamente 1 mm de espessura, e o conjunto pressionado até que a amostra adquirisse a espessura determinada.

Após a adaptação da resina composta, a amostra foi polimerizada por uma das fontes de luz utilizadas. A pastilha de resina foi removida e a superfície iluminada identificada. As amostras foram armazenadas em um recipiente livre da exposição de luz.

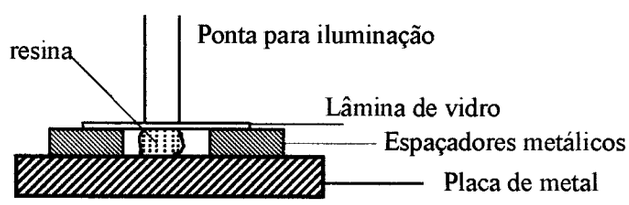

Fig. 5.1 – Desenho esquemático mostrando o sistema utilizado para a obtenção das amostras.

Polimerização das amostras

Fontes de luz

O aparelho de fotopolimerização convencional utilizado tem uma ponteira com 8 mm de diâmetro, assim, padronizou-se, neste valor, o diâmetro das outras fontes de luz. A intensidade luminosa aferida era de 475 mW/ cm^2 e foi usado 40 s de exposição.

Cinco arranjos de LEDs foram montados conforme o desenho da fig. 5.2. Em cada cilindro metálico, com 6 mm de diâmetro interno, foi afixado um conjunto de LEDs, com 2, 3, 4, 5 ou 6 unidades (fig. 5.3). Os LEDs foram remodelados para possibilitar a adaptação na ponta metálica, e conectados eletricamente em série. Cada arranjo foi centralmente posicionado e fixado com uma resina epoxi transparente (Resina Cristal 5061, Siquiplás Ind. Com. de Produtos Plásticos Ltda., São Paulo).

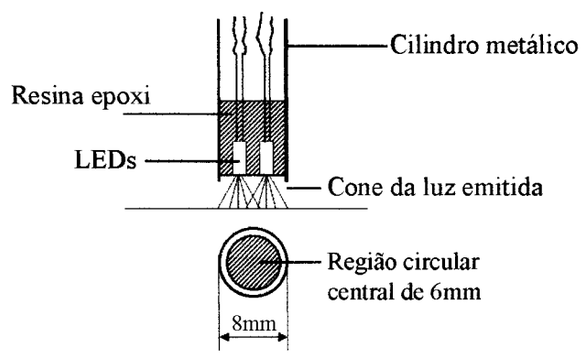

Fig. 5.2 – Desenho esquemático do arranjo de LEDs. Os LEDs foram posicionados na região central do cilindro metálico.

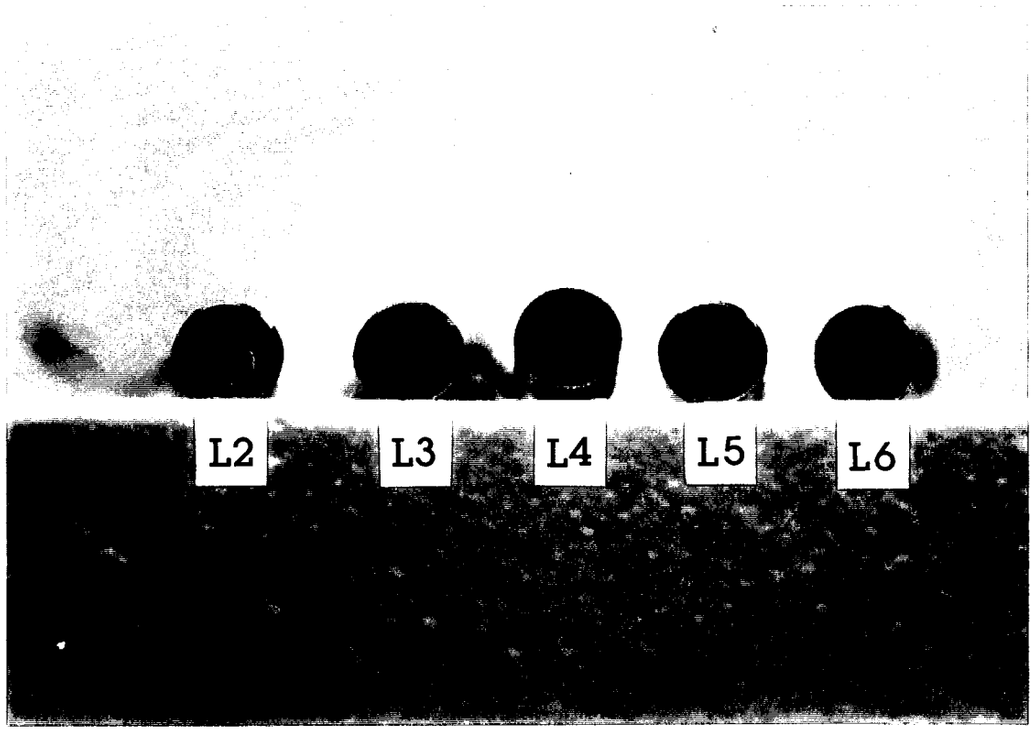

Fig. 5.3 Foto dos arranjos de LEDs

Os arranjos foram alimentados por uma fonte (6218A, Hewlett Packard, EUA), na qual era possível variar a corrente elétrica e a tensão. A corrente foi fixada em 50 mA (miliampere), enquanto que a tensão era ajustada dependendo do número de LEDs. A tabela 5.1 apresenta os parâmetros de utilização de cada arranjo. A potência aferida corresponde à da porção central, uma pequena parte da energia é perdida, uma vez que o LED apresenta uma alta divergência angular. Cada ponta foi aplicada com 5 tempos de exposição, 20, 40, 60, 120 e 180 s.

Tabela 5.1 – Parâmetros de utilização dos arranjos de LEDs

Nome da ponta	**Número de LEDs**	**Tensão para 50 mA (em Volts)**	**Potência total na região central (mW)**	**Intensidade na região central (mW/cm^2)**
L2	2	7	7	25
L3	3	10	9.5	34
L4	4	14	13	46
L5	5	18	19	68
L6	6	22	22	79

O laser de argônio (Innova 100, Coherent, EUA) também foi utilizado para o estudo comparativo das fontes de luz. A potência de saída foi fixada em 500 mW e uma área de iluminação com diâmetro ao redor de 8 mm. O tempo de exposição foi de 10 s. A intensidade luminosa aplicada foi de aproximadamente 1000 mW/cm^2.

As variáveis deste estudo foram:

a) tipo de luz: LED (L2, L3, L4, L5 e L6)

Laser de argônio

Aparelho convencional

b) tempo de exposição: LED (20, 40, 60, 120 e 180 s)

Laser de argônio (10 s)

Aparelho convencional (40 s)

c) espessura da amostra: 350, 1250 e 1800 μm

Foram realizadas 5 repetições de cada conjunto de parâmetros (tipo de luz, espessura e tempo de polimerização), resultando num total de 405 amostras.

Análise das amostras

As amostras foram separadas por grupo e condicionadas em um recipiente escuro, evitando a exposição à luz. A cada grupo de 30 amostras, foi realizada a avaliação da espessura, com um paquímetro (Mitotoyo, Brasil), e o teste de microdureza no mhp 160 Microhardness Tester (Carl Zeiss, JENA).

Na superfície oposta à iluminação, foram obtidas 3 identações aplicando uma carga de 50 g (gramas) durante 30 s, com uma ponta piramidal para dureza Vickers. A identação produz a formação de um losango na superfície do material. O comprimento das duas diagonais é aferido e a média aplicada na fórmula 1 (cap. 3).

5.2 – Resultados e discussão

A média da microdureza Vickers para cada tipo de ponta utilizada (arranjo de LEDs, laser ou lâmpada convencional) e tempo de exposição, é apresentada nos gráficos das figs. 5.4 (350 μm), 5.5 (1250 μm) e 5.6 (1800 μm).

As curvas representam os valores obtidos com os arranjos de LEDs em variados tempos de exposição, o xis laranja, a média do laser, e a cruz rosa, a média da lâmpada. As linhas horizontais englobam o intervalo de valores obtidos pela lâmpada convencional, sendo a inferior correspondente à dureza mínima e a superior à dureza máxima obtidas.

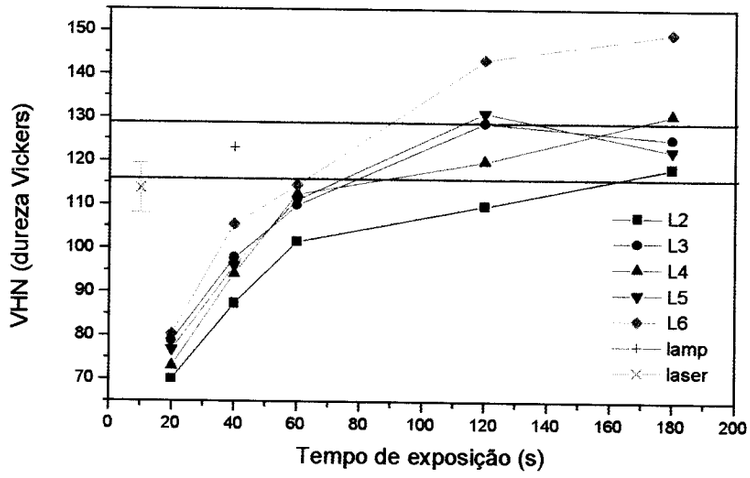

Fig. 5.4 – Gráfico apresentando a VHN em função do tempo de polimerização para as amostras com 350 μm.

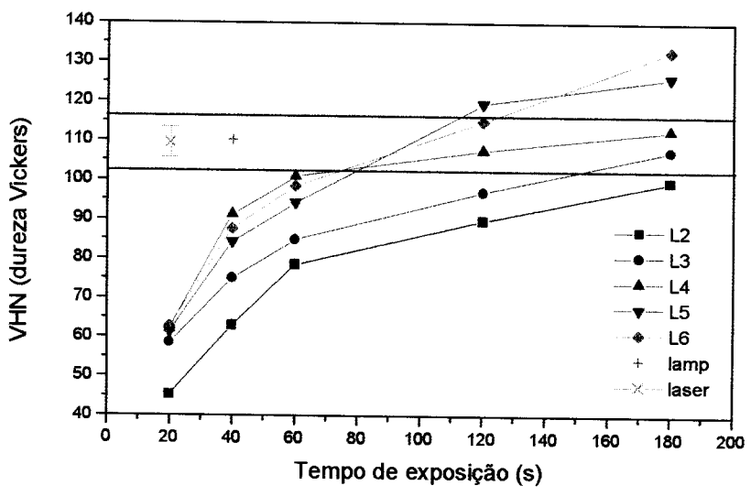

Fig. 5.5 – Gráfico apresentando a VHN em função do tempo para as amostras com 1250 μm.

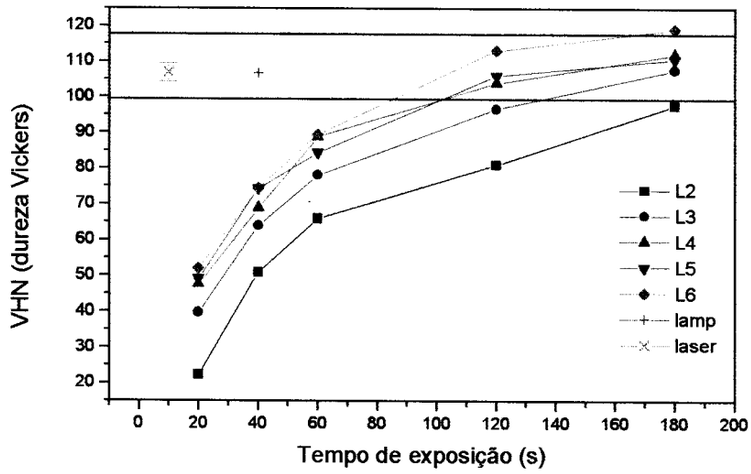

Fig. 5.6 – Gráfico apresentando a VHN em função do tempo para as amostras com 1800 μm.

O tempo de exposição necessário para a cura da resina composta com os arranjos de LEDs foi sempre superior, quando comparado com o laser de argônio ou com a lâmpada convencional. Esse resultado já era esperado, uma vez que a intensidade luminosa obtida com os LEDs é bastante inferior à das outras fontes de luz utilizadas. Apesar da luz emitida pelo LED azul ser extremamente eficiente para a excitação da canforquinona (cap.1), a potência obtida nos dispositivos à base de LEDs não foi suficiente para realizar o processo de cura no mesmo período de tempo que o da lâmpada convencional. Já o laser de argônio, emitindo 100% da luz dentro do intervalo adequado, pôde ser aplicado com um tempo de exposição inferior (10 s), e ainda assim, obteve valores de dureza compatíveis com os obtidos com a lâmpada convencional. Além disso, a intensidade luminosa utilizada foi superior.

O laser de argônio apresentou uma média de VHN inferior, à obtida pela lâmpada convencional, apenas na espessura de 350 μm. Nas outras duas espessuras,

esse valor foi bastante semelhante, e com uma menor variação entre as amostras do mesmo grupo, em comparação com os resultados da lâmpada convencional.

Os gráficos das figs. 5.4, 5.5 e 5.6 apresentam o tempo necessário para cada um dos arranjos de LEDs atingir uma polimerização semelhante à obtida pelo aparelho convencional. Os intervalos de tempo requeridos são maiores para os arranjos com menor número de unidades, ou seja, com menor intensidade de luz. O arranjo L2, nas espessuras de 1250 e 1800 μm, mesmo após o tempo de 180 s de exposição, não obteve valores de VHN dentro do intervalo observado com a lâmpada convencional.

Os valores de VHN diminuíram em função do aumento da espessura das amostras, para todos os tipos de fontes de luz utilizadas, sendo concordantes com os resultados da literatura [19, 20, 21, 22].

Se considerarmos a dureza ao redor de 115 VHN um valor satisfatório, baseando-se nos valores obtidos com o aparelho convencional, para a espessura de 350 μm, as pontas L3, L4, L5 e L6 atingiram esse valor com aproximadamente 60 s de exposição. No entanto, com a ponta L2 o tempo necessário foi em torno de 120 s.

Para as amostras com 1250 μm de espessura, maiores tempos de iluminação para todos os arranjos de LEDs são requeridos para a obtenção de valores semelhantes aos da lâmpada convencional. As pontas L4, L5 e L6 mostraram-se bem mais superiores às pontas L2 e L3. A energia entregue por L2 não foi suficiente para induzir uma polimerização aceitável, mesmo após os 180 s de exposição.

O mesmo comportamento pôde ser observado nas amostras com 1800 μm. O melhor dispositivo à base de LEDs foi novamente o L6. A dureza média das amostras polimerizadas com o laser e a lâmpada convencional foi bastante

semelhante. Os resultados dentro do grupo laser mostraram menor variação entre as amostras, em comparação com o grupo da lâmpada convencional.

O arranjo com seis LEDs mostrou-se mais eficiente que os demais e pode ser comparado com as duas outras fontes de luz, quando utilizado com superiores tempos de exposição. Desta forma, escolhemos o arranjo L6 para melhor avaliar sua performance e a possibilidade da aplicação clínica de um protótipo para a cura de resina composta dental à base de LEDs.

A partir dos resultados apresentados nas figs. 5.4, 5.5 e 5.6, extrapolamos os valores de dureza em função da espessura da amostra, como mostra o gráfico da fig. 5.7, para os tempos de exposição de 40, 60 e 80 s. A dureza apresenta um decréscimo com o aumento da espessura da amostra para qualquer intervalo de tempo, fato que é ilustrado pelas linhas quase paralelas, indicando comportamentos semelhantes. Observamos um decréscimo ao redor de 17 unidades Vickers/mm.

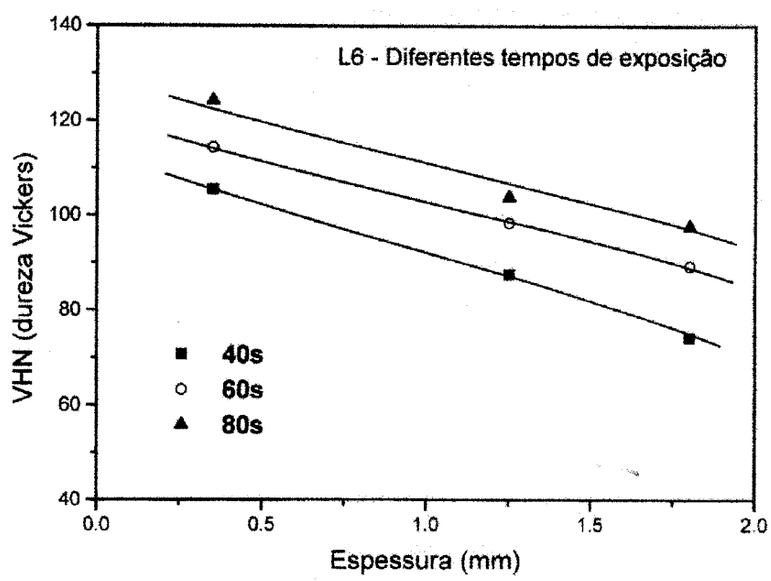

Fig. 5.7 – O gráfico apresenta os valores de dureza Vickers em função da espessura da amostra para o arranjo L6 com os tempos de exposição de 40, 60 e 80 s.

Para a utilização clínica, é conveniente que o tempo de exposição para a cura da resina seja o mais curto possível, diminuindo o tempo de trabalho do profissional, com melhor conforto para o paciente. Assim, o tempo de aplicação necessário para a obtenção de uma cura eficiente, de qualquer aparelho de fotopolimerização, é um dos fatores primordiais na escolha da técnica.

A fig. 5.8 mostra a comparação dos resultados de dureza em função da espessura da amostra quando foram utilizados a lâmpada convencional e o arranjo L6 durante 40 s de exposição. Esse intervalo de tempo foi escolhido, pois é o tempo recomendado, pelo fabricante da resina composta, para a polimerização de camadas de até 2 mm de espessura.

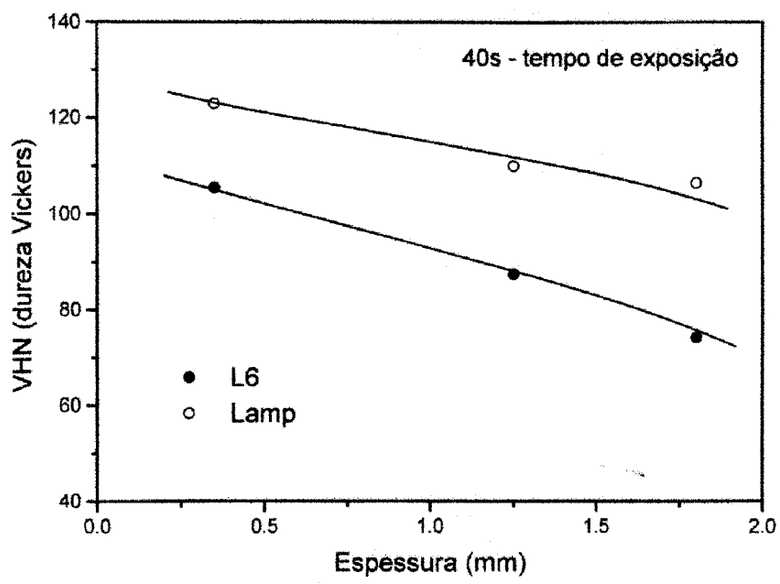

Fig. 5.8 – Comparação dos resultados obtidos pela lâmpada convencional e o L6 com 40 s de exposição.

A lâmpada convencional obteve valores de dureza acima de 100 unidades Vickers, mesmo na espessura de 1,8 mm, e resultados sempre superiores aos do arranjo L6. O arranjo L6 obteve valores de dureza cerca de 20 unidades Vickers abaixo dos valores observados nas amostras curadas pela lâmpada convencional nas espessuras de 0,35 e 1,25 mm.

Uma camada entre aproximadamente 0,6 e 0,7 mm de espessura é o que se pode indicar, para assegurar uma dureza ao redor de 100 unidades Vickers, utilizando o arranjo L6 durante 40 s. Desta maneira, os incrementos de uma restauração, hipoteticamente realizada nessas condições, devem ser de 0,6 mm. Outra alternativa seria a aplicação com um tempo compatível para a espessura de resina adaptada, ou seja, camadas mais espessas requerem maiores tempos de cura e vice-versa.

Se utilizarmos o valor de 105 unidades Vickers como limite aceitável de dureza, baseando-se nos valores obtidos com a lâmpada convencional, para assegurar a qualidade da resina curada nas camadas mais profundas do material, podemos extrapolar o diagrama apresentado na fig. 5.9. Esse diagrama mostra o intervalo de tempo necessário para a obtenção de valores de dureza superiores a 105 unidades Vickers empregando o arranjo L6. As barras apresentam os valores de tempo requeridos em cada espessura avaliada.

O tempo mínimo necessário para a polimerização da resina composta, mesmo de uma camada extremamente fina, é de aproximadamente 22 s. Esse intervalo de tempo representa a quantidade de luz necessária para excitar o fotoiniciador e desencadear o processo de polimerização. Tempos de exposição inferiores a 22 s não devem ser usados com esse tipo de arranjo (L6).

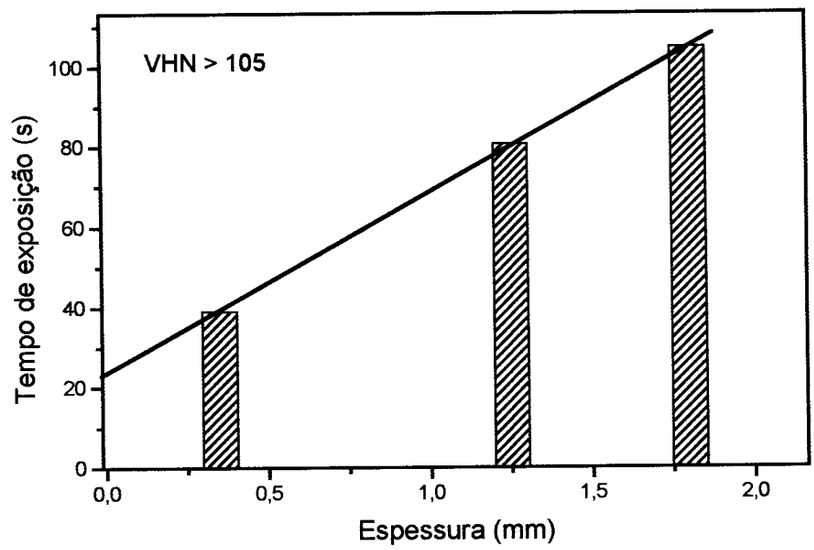

Fig. 5.9 – O diagrama apresenta o intervalo de tempo necessário para a obtenção de dureza superior a 105 unidades Vickers utilizando o arranjo L6. As barras representam os valores obtidos nas espessuras estudadas, 0,35; 1,25 e 1,8 mm.

Através da curva mostrada na fig. 5.9, podemos obter uma relação matemática que nos fornece o tempo necessário de exposição, para adquirir uma cura adequada (VHN>105 unidades), considerando uma espessura genérica de valor e. A relação é dada por:

$$t\ (\text{segundos}) = 22 + 43{,}3\ e(\text{mm}) \qquad (2)$$

Salientamos que esta relação somente é válida para o dispositivo L6, que pelos nossos resultados, foi o arranjo mais próximo para a elaboração de um dispositivo de cura, e para espessuras de até 1,8 mm.

O aparelho convencional utilizado nesse trabalho entrega uma intensidade luminosa ao redor de 475 mW/cm^2, enquanto que o melhor arranjo, aqui considerado, foi o L6 com seis LEDs, com uma intensidade de aproximadamente 79 mW/cm^2. No entanto, uma vez que a lâmpada convencional é cerca de 3 vezes menos eficiente que o LED (cap.1), com relação à energia distribuída no intervalo de comprimentos de onda necessários para a cura da resina, isso leva à um balanço positivo para a lâmpada de um fator de 2. Essa consideração pode ser observada em nossos resultados, enquanto a lâmpada convencional leva cerca de 40 s para promover uma cura compatível com uma dureza de 105 unidades Vickers a uma profundidade de 1,8 mm, o arranjo L6 requer cerca de 100 s, para as mesmas condições. Esse resultado não está muito longe de um fator de 2.

O laser de argônio, operando nas condições apresentadas, foi eficiente na polimerização das amostras de resina composta. Apesar do tempo de exposição ser de apenas ¼ do intervalo da lâmpada convencional, a intensidade e a seletividade luminosa sobrepõem esse fator, possibilitando um processo mais rápido. As médias de dureza obtidas pelo laser de argônio foram bem semelhantes nas espessuras de 1250 e 1800 μm em comparação com a lâmpada convencional, e inferior na espessura de 350 μm, mas superior a 110 unidades Vickers.

Analisando os resultados obtidos neste trabalho e os relatados na literatura, pode-se constatar que as três fontes de luz utilizadas são capazes de fotoativar a resina composta dental. A escolha da técnica a ser empregada, assim como a aquisição de um aparelho de fotopolimerização dependem de vários fatores. Dentre eles pode-se citar: qualidade da luz, tempo de exposição, relação custo-benefício, manutenção do equipamento.

Atualmente o aparelho mais utilizado nas clínicas odontológicas é o que possui a lâmpada convencional. A lâmpada convencional tem como principal vantagem em relação ao laser de argônio o menor custo. No entanto, a luz oferecida pelo aparelho convencional não é tão eficiente, para a cura da resina composta dental, quanto a emitida pelo LED azul ou pelo laser de argônio. A menor seletividade luminosa observada no aparelho convencional promove um maior aquecimento no material e no elemento dental, podendo levar à um dano térmico ao tecido pulpar e uma maior contração de polimerização da resina composta.

A cura da resina composta com o laser de argônio pode ser obtida com um menor tempo de aplicação, obtendo propriedades similares ou superiores em comparação com a lâmpada convencional. A diminuição do tempo de trabalho ocorre principalmente porque o procedimento é realizado através da técnica incremental, ou seja, passos sucessivos de adaptação do material e posterior polimerização. Porém, o principal obstáculo que o clínico encontra na aquisição do laser de argônio para essa finalidade é o seu alto custo, quando comparado ao aparelho convencional.

Ainda não existe nenhum equipamento comercial a base de LED azul para essa aplicação. Hipoteticamente, o aparelho apresentaria como vantagens, em comparação com a lâmpada convencional: menor indução de alteração térmica do dente e da resina, maior seletividade da luz e maior tempo de vida útil.

A degradação da lâmpada halógena e do filtro faz com que ocorra uma diminuição da intensidade luminosa emitida em função do tempo de uso. Vários aparelhos continuam sendo usados, com as mesmas condições de tempo de cura, apesar da intensidade não ser suficiente para promover a cura do material restaurador nas camadas mais profundas.

A aferição da potência do aparelho, assim como a reposição da lâmpada e a verificação da qualidade do filtro, devem ser realizadas periodicamente. Os parâmetros de operação devem sempre ser conhecidos, evitando a utilização do aparelho com intensidade de luz insuficiente.

A maior dificuldade no desenvolvimento da técnica de cura com LEDs azuis é o fato de que a intensidade luminosa emitida por uma única unidade é extremamente pequena, portanto há a necessidade do desenvolvimento de um arranjo com maior número de LEDs. O LED azul já emite a luz dentro do intervalo de comprimento de onda adequado para a excitação do iniciador, desta forma, não é necessário a utilização do filtro. A partir disso, o aparelho poderia ser mais simples e compacto.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A ampla utilização clínica das resinas compostas dentais justifica o estudo e o desenvolvimento de fontes de luz para a polimerização deste material. As propriedades finais do material curado estão diretamente relacionadas com a eficiência da fonte de luz neste tipo de processamento.

Neste trabalho avaliamos o emprego de duas fontes alternativas ao aparelho convencional com lâmpada halógena: o laser de argônio e o dispositivo à base de LEDs. A resina composta pode ser polimerizada pelas três fontes de luz utilizadas no trabalho, no entanto, a técnica de aplicação será diferente.

O mapeamento térmico realizado em dentes humanos durante a irradiação com o laser de argônio, permitiu a obtenção dos diagramas PTT para os grupos dos molares e premolares. O diagrama PTT pode ser usado para a determinação de parâmetros seguros de operação do laser de argônio para as variadas aplicações dentais, inclusive para a polimerização das resinas compostas. . O laser de argônio, com os parâmetros utilizados para a polimerização da resina composta, promoveu um menor aumento da temperatura intrapulpar quando comparado com a lâmpada convencional. Isto nos leva à conclusão que o laser pode ser a melhor alternativa em casos onde uma exposição prolongada de luz convencional se faz necessária e em cavidades profundas.

O laser de argônio pode promover um processo de cura da resina composta mais rápido devido à maior eficiência na fotoativação do iniciador (canforquinona). Os resultados do teste de dureza demonstraram que, nas condições utilizadas, o laser pode promover a polimerização da resina composta em um menor intervalo de tempo, em comparação com as outras duas fontes de luz utilizadas.

As restaurações de resina composta das amostras curadas com o laser de argônio ou com a lâmpada convencional mostraram graus de microinfiltração semelhantes. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos estudados, demonstrando que, considerando os fatores que influem no estabelecimento da microinfiltração, as duas fontes de luz (laser e lâmpada convencional), mostraram-se equivalentes no processo de cura da resina composta.

O tempo de exposição dos dispositivos à base de LEDs necessário para a obtenção de valores aceitáveis de dureza foi o mais longo, em comparação com a lâmpada convencional e o laser. Isto foi verificado, uma vez que a intensidade luminosa obtida com o arranjo de seis LEDs é bastante inferior em relação às outras fontes de luz.

Do ponto de vista tecnológico, nosso trabalho adiciona na literatura novos dados que podem contribuir para o aparecimento de uma nova geração de dispositivos para a cura de resinas compostas.

Os resultados alcançados mostram que existe a possibilidade do dispositivo à base de LEDs se tornar um promissor aparelho para a fotopolimerização, principalmente nos casos de restaurações em cavidades rasas e selamento de fóssulas e fissuras.

O desenvolvimento de técnicas de polimerização mais eficientes pode levar à obtenção de melhores propriedades do material restaurador fotoativado. O LED pode ser uma fonte alternativa atrativa para a cura das resinas compostas dentais, uma vez que o pico de emissão coincidir com o pico de absorção da canforquinona. Outros estudos caracterizando a resina composta restauradora curada com dispositivos à base de LEDs devem ser realizados, como a dissolução química, desgaste mecânico e microinfiltração ao redor de restaurações. A análise térmica do elemento dental

submetido à iluminação com LEDs, nas condições para polimerização, também é um estudo importante, embora, neste trabalho, tivemos indicativos de pouca variação térmica durante o seu uso. Medidas quantitativas são necessárias para assegurar estes indicativos.

É de extrema importância o desenvolvimento de aparelhos para cura de resina composta que possam operar à base de baterias ou outras fontes de baixas potências. Isto permite uma maior flexibilidade para profissionais da área odontológica que exercem seu trabalho em condições não convencionais. Os dispositivos à base de LEDs podem ser montados com fontes de baixa potência uma vez que consomem uma menor quantidade de energia, em comparação com o laser e a lâmpada halógena.

CONCLUSÕES

1- O laser de argônio operando com os parâmetros para a polimerização das resinas compostas dentais promoveu um menor aumento de temperatura intrapulpar, em comparação com o aparelho convencional.

2- O laser de argônio com uma intensidade luminosa de 1000 mW/cm^2 obteve valores de microdureza semelhantes aos da lâmpada halógena em um menor tempo de exposição, ou seja, o laser aplicado durante 10 s, em comparação com os 40 s de iluminação com o aparelho convencional.

3- Os graus de microinfiltração observados nas restaurações com resina composta polimerizadas com o laser de argônio e com o aparelho convencional foram semelhantes. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos estudados.

4- Os dispositivos à base de LEDs apresentados neste trabalho, necessitaram de maiores tempos de exposição para a polimerização da resina composta, em comparação com o laser de argônio e a lâmpada halógena. Apesar do pico de emissão da luz emitida pelo LED azul coincidir com o pico de absorção da canforquinona, a intensidade luminosa obtida nos dispositivos montados foi muito inferior em relação à intensidade das outras duas fontes utilizadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1- NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. Dent. Mat. J., **16**, n.1, p.60-73, 1997.

2- FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dentistry in Japan*, **34**, p.49-53, March, 1998.

3- WHITTERS, C.J.; GIRKIN, J.M.; CAREY, J.J. Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. *Optics Letters*, **24**, n.1, p.67-8, 1999.

4- MILLS, R.W.; JANDT, K.D.; ASHWORTH, S.H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Brit. Dent. J.*, **186**, p.388-91, 1999.

5- BLANKENAU, R.J. et al. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am. J. Dent.*, **4**, n.1, p.40-2, 1991.

6- KELSEY, W.P. et al. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers in Surg. and Med.*, **9**, p.623-7, 1989.

7- COBB, D.S; VARGAS, M.A.; RUNDLE, T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am. J. Dent.*, **9**, n.5, p.199-202, 1996.

8- TARLE et al. Temperature rise in composite samples cured by blue superbright light emitting diodes./ Resumo em *J. Dent. Res.*, **77** (IADR Abstracts), p.686, 1998.

9- ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, **19**, p.515-30, 1965.

10- ERIKSSON, A.R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.*, **50**, p.101-107, 1983.

11- ANIĆ, L. et al. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. *Caries Res.*, **26**, p.165-9, 1992.

12- WHITE, J.M.; FAGAN, M.C.; GOODIS, H.E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin in vitro. *J. Periodontol.*, **65**, p.255-9, 1994.

13- NICCOLI-FILHO, W. et al. Intrapulpar temperature during continuous CO_2 laser irradiation in human molars: na in vitro study. *J. Laser Applications*, **9**, p.291-4, 1997.

14- GLOKNER, K. et al. Intrapulpal temperature during preparation with Er:YAG laser compared to the conventional burr: na in vitro study. *J. Clin. Laser Surg. Med.*, **16**, n.3, p.153-7, 1998.

15- RENNEBOOG-SQUILBIN, C. et al. Measurement of pulp temperature increase to externally applied heat (argon laser, hot water, drilling). *J. Biol. Buccale*, **17**, p.179-86, 1989.

16- POWELL, G.L.; ANDERSON, J.R.; BLANKENAU, R.J. Laser and cruing light induced in vitro pulpal temperature changes. *J. Clin. Laser Surg. Med.*, **17**, n.1 p.3-5, 1999.

17- LYSAGHT, V.E. Indentation hardness testing. New York, Reinhold Publishing Corp., 1949. Cap. VII, p.106-117.

18- RUEGGBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS Jr., J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper. Dent.*, **19**, p.26-32, 1994.

19- HANSEN, E.K.; ASMUSSEN, E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand. J. Dent. Res.*, **101**, p.62-4, 1993.

20- BAHARAV, H. et al. Effect of exposure time on depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J. Oral Rehabil.*, **15**, n.2, p.167-72, 1988.

21- PIRES, J.A.F. et al. Effect of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int.*, **24**, n.4, p.517-21, 1993.

22- POLONIATO, M. Avaliação da resistência flexural, dureza e desgaste de resinas compostas fotoativadas com luz halógena e laser de argônio em diferentes atmosferas. São Paulo, 1998. 122p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

23- TORSTENSON, B.; BRÄNNSTRÖM, M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper. Dent.*, **13**, p.24-31, 1988.

24- BARNES, D.M. et al. Microleakage of class 5 composite resin restorations: a comparison between in vivo and in vitro. *Oper. Dent.*, **18**, p.237-45, 1993.

25- WIECZKOWSKI Jr., G. et al. Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. *Oper. Dent.*,p.62-7, 1992. Supplement 5.

26- WU, W. et al. Detecting margin leakage of dental composite restorations. *J. of Biomedical Materials Research*, **17**, p.37-43, 1983.

27- ALANI, A.H.; TOH, C.G. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper. Dent.*, **22**, n.4, p.173-85, 1997.

28- CRIM, G.A.; GARCIA-GODOY, F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J. Prosthet. Dent.*, **57**, n.5, p.574-6, 1987.

29- CHALKLEY, Y.; JENSEN, M. Composite resin microleakage: effect of bonding agents and polishing times./ Resumo em *IADR ABSTRACTS*, p.179, 1984.

30- NEWMAN, S.M. Effect of laser curing on leakage of a dentin bonding agent. /Resumo em *J. Dent. Res.*(IADR Abstracts), **76**, p.19, 1997.

31- HINOURA, K.; MIYAZAKI, M.; ONOSE, H. Influence of argon laser curing on resin bond strenght. *Am. J. Dent.*, **6**, n.2, p.69-71, 1993.

32- AW, T.C.; NICHOLLS, J.I. Polymerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing. . *J. Clin. Laser Med. & Surg.*, v.**15**, n.3, p.137-41, 1997.

33- SIEGEL, S. *Estatísitica não-paramétrica para as ciências do comportamento*. Trad. de Alfredo Alves Faria. Rio de Janeiro, Makron, 1975. p.131-144.

APÊNDICE 1

Anatomia Dental

O elemento dental é composto por quatro tecidos: esmalte, dentina, cemento e polpa dental. O dente é dividido em duas porções anatômicas, a coroa e a raiz. A porção coronária é constituída pela câmara pulpar, dentina e pelo esmalte. A porção radicular é composta pelo canal radicular, pela dentina e pelo cemento (fig. 1).

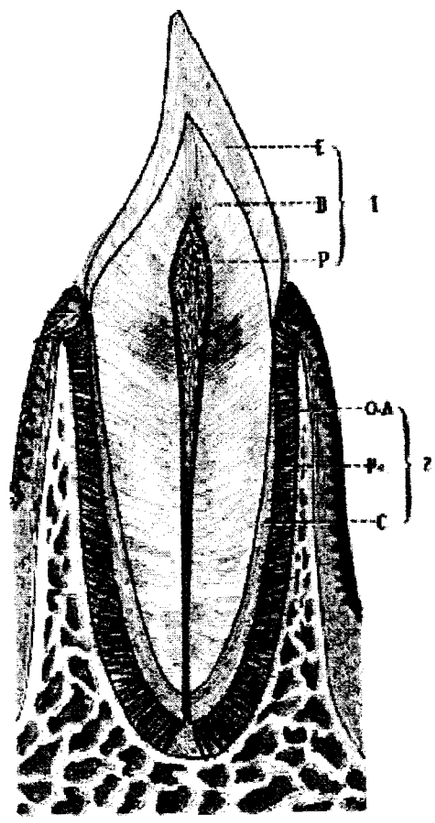

Fig. 1 – Desenho esquemático de um elemento dental. 1: esmalte (E), dentina (D) e polpa (P). 2: osso alveolar (OA), ligamento periodontal (Pe) e cemento (C).

A polpa dental é o tecido responsável pela vitalidade dental. É composta por um tecido conjuntivo frouxo, com vasos, nervos, fibras colágenas e células. O tecido pulpar é dividido na porção coronária, localizada na câmara pulpar, e na porção radicular, presente no canal radicular.

As células responsáveis pela formação dos tecidos dentais são os odontoblastos. Eles se localizam na polpa dental e seus prolongamentos citoplasmáticos se estendem por toda dentina, através dos túbulos dentinários. É por esse motivo que agressões ocasionadas nos tecidos duros são identificadas pelo tecido pulpar. As agressões podem ser tanto físicas, como a variação de temperatura externa, como mecânicas, remoção de cárie com broca, e químicas, desequilíbrio hidrodinâmico por exemplo. A resposta pulpar frente à agressão pode ser desde uma inflamação leve até uma inflamação severa e irreversível, comprometendo a vitalidade dental.

APÊNDICE 2

Preparo Cavitário de classe V

O preparo cavitário de classe V é realizado nas faces livres do elemento dental, ou seja, na face vestibular ou na face lingual. A localização deste tipo de preparo cavitário é na região cervical do dente, próximo ao tecido gengival. A parede superior está na porção coronária e a parede inferior pode estar na porção coronária, na junção esmalte-cemento ou na porção coronária do dente (fig.1).

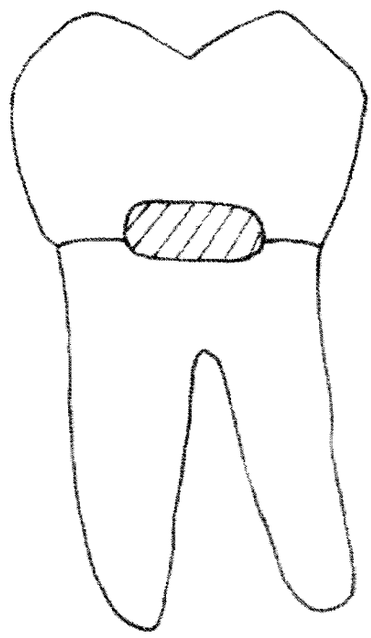

Fig. 1 – Desenho esquemático de um exemplo do preparo cavitário de classe V. Neste caso, a margem inferior da cavidade se encontra abaixo da junção amelo-cementária.

APÊNDICE 3

Sistema baseado em um LED azul como fonte alternativa para a cura de resina dental fotoativada.

Para avaliar a eficiência da polimerização obtida por um único LED azul (fig.1) foi utilizado o teste de microdureza superficial. Um aparelho convencional (200R, K&M, São Carlos, Brasil) foi empregado para comparação dos resultados.

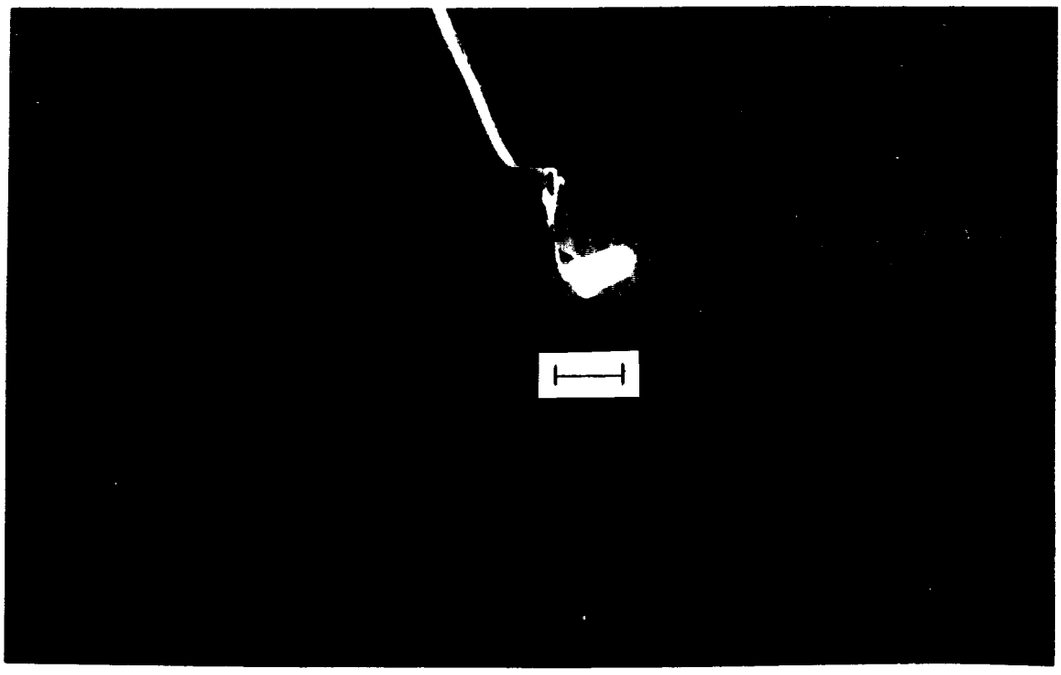

Fig. 1 Foto de um LED (2000 mcd, Nichia Chem. Ind., Japão). A foto está aproximadamente na escala 1:1.

Em uma placa metálica com perfurações de 3 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade, a resina composta dental (Z100, 3M do Brasil) foi depositada e aplainada

com uma tira de poliéster. A amostra de resina composta foi polimerizada e posteriormente analisada.

A tabela 1 apresenta os grupos experimentais.

Tabela 1 – Parâmetros de polimerização para cada grupo

GRUPO	*n° de amostras*	*tipo de luz*	*tempo de exposição*
I	5	Lâmpada halógena	40s
II	5	LED	40s
III	5	LED	60s
IV	5	LED	120s
V	5	LED	180s
VI	5	LED	240s

Para possibilitar a utilização do LED foi montado um dispositivo experimental mostrado na fig. 2. O LED foi ligado a uma fonte (6218A, Hewlett Packard, EUA), na qual era possível variar a corrente elétrica e a tensão. Os parâmetros de aplicação foram 3,5 V, 40 mA, resultando numa potência de 4,3 mW. A intensidade luminosa aproximada era de 12 mW/cm^2.

O aparelho de fotopolimerização convencional empregado emitiu um intensidade luminosa de aproximadamente 475 mW/ cm^2.

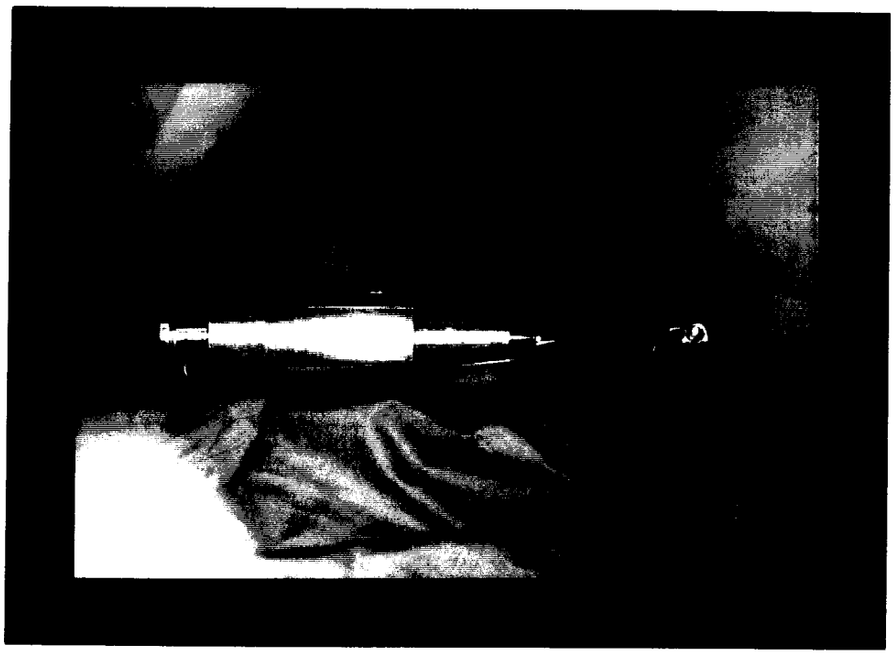

Fig. 2 Foto do dispositivo montado para a cura com o LED

As amostras foram avaliadas no mhp 160 Microhardness Tester (Carl Zeiss, JENA) utilizando a ponta Vickers com uma carga de 160 g durante 30 s. Foram realizadas 3 identações para cada amostra.

O comprimento das diagonais foi aferido e os valores substituídos na seguinte fórmula:

$$VHN = \frac{1854{,}4 \times P}{d^2} \quad (kg/mm^2)$$

onde, P é a carga em gramas e d, a média das diagonais em μm.

Os resultados são apresentados no gráfico da fig. 3.

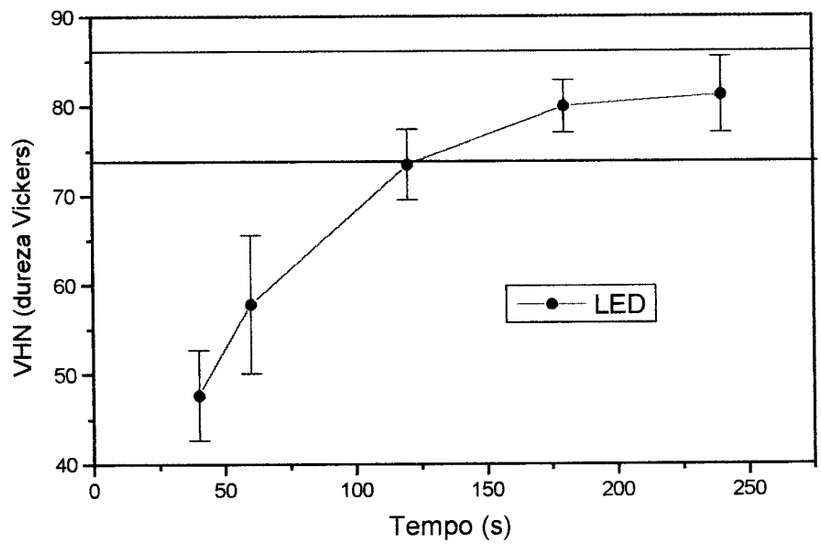

Fig. 3 – Gráfico apresentando a VHN em função do tempo de polimerização

As linhas horizontais do gráfico da fig. 4 englobam os valores de VHN obtidos nas amostras curadas com o aparelho convencional.

Para obter o mesmo valor médio de dureza da lâmpada convencional, foi necessário um período de 180 s de exposição com o LED azul. Somente após 125 s de iluminação, o LED obteve valores de VHN no intervalo observado nas amostras polimerizadas com 40 s pela lâmpada convencional. Desta forma, utilizando um único LED, o tempo necessário para a cura de resina composta é cerca de 4 vezes o tempo do procedimento empregando o aparelho convencional.

Esse resultado deve-se provavelmente à menor intensidade luminosa emitida pelo LED, 12 mW/ cm^2, em comparação com a do aparelho convencional usado, 475 mW/cm^2.

Os resultados demonstram que o LED azul pode ser utilizado como fonte alternativa para a polimerização da resina composta dental, no entanto, aplicando somente uma unidade, prolonga-se por demais o tempo de cura.

Para tornar viável o uso clínico do LED azul é necessário que seja desenvolvido um dispositivo com maior intensidade luminosa, diminuindo o tempo necessário para a obtenção de uma polimerização adequada..

APÊNDICE 4

Trabalhos realizados durante o período do mestrado

Trabalhos não incluídos nesta dissertação:

1- "Characterization of enamel and dentin response to Nd:YAG picosecond laser ablation". Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli, Cristina Kurachi, Lino Misoguti, Vanderlei Salvador Bagnato. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, **17**, n.3, p.127-31, 1999.

2- "Morphological comparison between nano and picosecond laser ablation in enamel". Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli, Cristina Kurachi, Lino Misoguti, Vanderlei Salvador Bagnato. SPIE's BiOS 2000. O manuscrito "A comparative study of nano and picosecond laser ablation in enamel: morphological aspects" , foi aceito para publicação no periódico: *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* (fevereiro de 2000).

3- "Comparative study in vitro of microleakage in class V cavity preparation with and without Er:YAG laser". Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli, Cristina Kurachi, Sizenando de Toledo Porto Neto, Vanderlei Salvador Bagnato. SPIE's BiOS 2000

4- Aplicação do laser de baixa intensidade em pacientes com úlceras varicosas no posto de saúde de Redenção (São Carlos), para acelerar a cicatrização tecidual e diminuir a sintomatologia dolorosa.

5- Aplicação da terapia fotodinâmica (PDT) para o tratamento de câncer em cooperação com o Hospital Amaral Carvalho de Jaú. Acompanhamento dos 6 primeiros casos realizados no Brasil.

Trabalhos incluídos na dissertação:

1- "Human teeth exposed to argon laser irradiation: determination of Power-Time-Temperature working conditions". Cristina Kurachi, Carlos de Paula Eduardo, Daniel Varela Magalhães e Vanderlei Salvador Bagnato. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, **17**, n.6, p.255-259, 1999.

2- "Curing of dental composites by blue Light Emitting Diodes (LEDs)". Cristina Kurachi, Aparecida Mariko Tuboy, Daniel Varela Magalhães e Vanderlei Salvador Bagnato. Trabalho submetido para publicação no periódico *Dental Materials* (janeiro de 2000).

3- "Avaliação da microdureza superficial de resina composta curada por LED 468 nm". Cristina Kurachi, Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli e Vanderlei Salvador Bagnato. Trabalho premiado com o 1° lugar do grupo B7, na 16ª Reunião Anual da SBPqO (Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica), de 8 a 11 de setembro de 1999.

4- "Dentes humanos expostos à irradiação com laser de argônio: determinação de parâmetros de trabalho". Cristina Kurachi, Carlos de Paula Eduardo, Daniel Varela Magalhães e Vanderlei Salvador Bagnato. Painel premiado do setor 2, durante o 19° CIOSP (Congresso Internacional de Odontologia de São Paulo), de 25 a 29 de janeiro de 2000.

Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery
Volume 17, Number 3, 1999
Mary Ann Liebert, Inc.
Pp. 127–131

Characterization of Enamel and Dentin Response to Nd:YAG Picosecond Laser Ablation

R.F.Z. LIZARELLI, D.D.S., C. KURACHI, D.D.S., L. MISOGUTI, Ph.D., and V.S. BAGNATO, Ph.D.

ABSTRACT

***Objective*: We investigated the main characteristics of human dental tissue under Nd:YAG picosecond laser ablation. *Summary Background Data*: The use of ultrashort laser pulses for teeth ablation prevents overheating and is an alternative for mechanical material removal; it also minimizes the volume of damaged material. *Methods*: Laser pulses of picosecond at 15 Hz repetition rates from a Q-switched and mode-locked Nd:YAG laser were focused on sound human molars for 30 seconds. Variation of light intensity in the pulse train allowed us to obtain drilled holes with different characteristics. Enamel and dentin surfaces were examined by optical and scanning electron microscope (SEM). The samples consisted of three sound human molars. The ablation rate was determined after taking an average of all samples. *Results*: Images from the SEM showed an interesting contrast between the morphology of the ablated enamel and dentin regions. In enamel, the ablated region appears to be more superficial than in dentin. The dentin fragility normally causes cracks that originate in the ablated region. The ablation rates in both enamel and dentin demonstrate a saturation behavior as the laser intensity increases. Furthermore, the ablation rate in dentin is about eight times greater than in enamel for the same laser fluence. *Conclusion*: Our results show an important correlation between the surface morphology and the pulsed laser fluence, which is compatible to the ablation mechanisms presented when ultrashort laser pulses are used.**

INTRODUCTION

Several laser systems are currently under intense investigation for the removal and preparation of hard dental tissues.[1–3] The use of lasers as replacements for mechanical tools in many hard tissue applications is still strongly debated. One of the strongest objections is the slow material removal rate, and in several cases, unacceptable collateral damage usually caused by overheating.

In several already demonstrated experiments,[4–9] ultrashort laser pulses in the subpicosecond range have been shown to produce a combination of thermomechanical effects that overcome some of the objections to the use of a laser as a removal tool. Using the appropriate parameters of operation, ultrashort laser pulses could perform better than conventional tissue processing tools, including the commercial pulsed laser already available for dentistry. The exploration and optimization of the available laser parameters will provide the possibility of air turbine dental drill replacement.

In this study, we used a train of picosecond laser pulses to drill holes in hard dental tissue. We investigated the influence of the laser fluence on the ablation rate and on the surface characteristics for a fixed laser spot size on enamel and dentin. The geometrical characteristics of the ablated region as well as the surface quality were observed using scanning electron microscopy (SEM). We evaluated a relative ablation rate, which allowed us to define an appropriate range for the use of picosecond laser pulses.

Experiments on the ablation of dental substance performed with picosecond laser pulses were first reported by Niemz in 1995.[10] This study indicated that Nd:YLF lasers are a viable alternative for caries removal. The different ablation rate for caries and sound enamel leads to a selective caries removal. In this case, the use of picosecond pulses clearly minimized collateral effects normally observed when longer laser pulses were used.

In a study by Neev et al.[11] several important facts related to the use of subpicosecond pulses in hard tissue ablation were re-

Instituto de Física de São Carlos, USP, São Carlos, SP, Brasil.

A comparative study of nano and picosecond laser ablation in enamel: morphological aspects

R. F. Z. Lizarelli* ; C. Kurachi; L. Misoguti, and V. S. Bagnato

Instituto de Física de São Carlos – USP.

*Address reprint requests to:

Rosane de Fátima Zanirato Lizarelli, DDS

Instituto de Física de São Carlos – USP.

P. O. Box 369

CEP 13560-900 São Carlos – SP – Brasil

E-mail: lizarelli@hotmail.com

ABSTRACT

Objective: We have investigated and compared the main morphological features of human enamel tissue under Nd:YAG nanosecond and picosecond laser ablation. Summary Background Data: The use of ultrashort laser pulses on teeth ablation is an alternative to avoid overheating and presents the advantage of minimizing the volume of damaged material during laser ablation. Comparison of the morphology obtained in laser ablation using nano and picosecond laser pulses is a way to investigate the advantages of ultrashort laser pulses for ablation. Methods: Trains of pulses with picosecond duration from a Q-switched and mode-locked Nd:YAG laser and pulses with nanosecond duration from a Q-switched Nd:YAG laser both operating at 15 Hz kept at in same average power, were focused in human sound molar during 30 s. Drilled holes with different morphological characteristics were observed for several laser intensity regime. Enamel surfaces were examined in a scanning electron microscope (SEM) and their morphological characteristics

compared. Results: An interesting contrast between the morphology of the enamel when treated with different level of laser power and pulse duration were observed. Picosecond pulses promote a better defined material removal with minimun intermediate region while nanosecond pulses at the equivalent average power level causes a large intermediate modified region between ablated and normal tissue, as well as a complete superficial modification of the existent original structure. Conclusion: Our results show an important correlation between the surface morphology and the pulse width of the lasers, giving indications of advantages towards the use of ultrashort laser pulses in dentistry.

Key words: drill – enamel – Nd:YAG – laser – nanosecond – picosecond

INTRODUCTION

The laser has firmly established itself as an indispensable tool for several application in many areas. One blanch of laser processing is laser micromachining, which generally includes machining with feature sizes less than 100 μm[1]. Several laser systems, for the removal and preparation of hard dental tissues, are currently under intense investigation[2-4] and some procedures already in clinical uses. The laser as a replacement for mechanical tools in many hard tissue applications is still strongly debated. One of the strongest limitation is the slow material removal rate and in several cases an unacceptable collateral damage, usually caused by overheating.

Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery
Volume 17, Number 6, 1999
Mary Ann Liebert, Inc.
Pp. 255–259

Human Teeth Exposed to Argon Laser Irradiation: Determination of Power-Time-Temperature Working Conditions

C. KURACHI, D.D.S.,[1] C.P. EDUARDO, Ph.D.,[2] D.V. MAGALHÃES, M.S.,[1] and V.S. BAGNATO, Ph.D.[1]

ABSTRACT

Objective: **This study was conducted to establish the operating parameters of the argon laser without thermal damage to the pulp tissue for clinical applications.** ***Summary Background Data:*** **Previous studies have mainly compared the temperature modifications of the pulp chamber in a very limited situation, where a complete view of the thermal history cannot be obtained nor even extrapolated to new applications.** ***Methods:*** **We used samples of molar and premolar tooth where a class V cavity was prepared and illuminated with an argon laser at different power levels, fixing the exposition area for all cases. Situations including open cavity and teeth restoration were analyzed. High-precision thermistors were placed in four different positions, one of which was inside the pulp chamber. The temperature evolution was monitored continuously by an interfaced computer during all laser exposure. Special attention was paid to the intrapulpal temperature variation because it is considered the most vulnerable thermal region. The temperature time evolution allowed the determination of the operating conditions (power-time-temperature variation) in which the use of the argon laser causes no pulpal damage. As a function of temperature variation, we divided the whole parameter space (power-time-temperature) into zones and the optimum zone of operation was determined.** ***Conclusions:*** **We created a diagram called power-time-temperature (PTT) where zones of temperature increased under laser irradiation allow the verification of which condition is safe for clinical laser application. The results have a broad use when this type of analysis is applicable.**

INTRODUCTION

One of the greatest concerns regarding laser application in dentistry is the temperature change in the dental tissues under irradiation. Special attention has been paid to pulp tissue. More specifically, according to Zach and Cohen,[1] 15% of teeth submitted to 5.5°C variation developed an irreversible inflammation condition. This condition was observed in 60% of the samples when submitted to 11.11°C variation, and beyond this value all the tested elements severe damage to pulp tissue.

In dentistry, many of the clinical applications are tissue ablation. This tissue removal mechanism requires a great deal of energy, and as a consequence, an increase in temperature. A thermal analysis is an important and necessary first step to the development of laser techniques in dentistry.

MATERIALS AND METHODS

Tooth preparation

In this work we studied a total of ten human teeth: five molars and five premolars. The teeth were caries-free and maintained in physiological saline solution to prevent their desiccation. They were scraped to remove any remaining oral tissues and dental calculus. We drilled a class V cavity in the vestibular surface with a maximum depth of 2 mm. The radicular apex was cut off and the vestibular canal was enlarged and cleaned with sodium hypoclorite, to accommodate the thermistor in the pulp chamber.

High-precision thermistors (Model 120-202EAJ, Fenwal Electronic, Milford, MA) were adapted at a first premolar in the

[1]Instituto de Física de São Carlos, and [2]Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brazil.

Curing Of Dental Composites By Blue Light Emitting Diodes (LEDs)

Cristina Kurachi, Aparecida M. Tuboy*, Daniel V. Magalhães and Vanderlei S. Bagnato

São Carlos Institute of Physics, USP – University of São Paulo
Caixa Postal 369, 13560-970
São Carlos, SP, Brazil

* MM Optics : Rua Geminiano Costa, 157
13560-050, São Carlos – SP - Brasil

ABSTRACT

This paper reports on a study of the viability of a new device to cure dental composites and the conditions required for its use. The device consists of an array of LEDs (Light Emitting Diodes) emitting light that peaks at 470 nm and has a 20 nm spectral bandwidth. A systematic study involving different intensities, exposure times and curing penetration was carried out using measured microhardness as the indicator of efficient curing. A comparison with a halogen lamp was made under each of the conditions studied. The operational parameters were set for the point at which a LED array is equivalent to a conventional halogen lamp in terms of the hardness achieved. The advantages of this setting are explained below. This study, together with other existing ones, may mark the beginning of a new class of low intensity curing devices.

KEYWORDS: light emitting diode, composite resin, cure, microhardness.

Avaliação da microdureza superficial de resina composta curada por LED 468nm.

C. KURACHI*, R. F. Z. LIZARELLI, V. S. BAGNATO
Depart. de Física e Ciência dos Materiais – Instituto de Física de São Carlos (USP) - Telefone: (016) 271-2012, cristina@ifsc.usp.br

B318

A resina composta dental é um material restaurador de grande aplicação clínica. Um dos métodos de avaliação do grau de polimerização da resina compost é o teste de microdureza. Os autores compararam a microdureza do material curado por um diodo emissor de luz (tipo LED), com um pico de emissão er 468 nm (azul-violeta), e por um aparelho de fotopolimerização odontológico (K&M – São Carlos). Os parâmetros de utilização do LED foram: 3,5 V, 4 mA, resultando em 4,3 mW. Foram confeccionadas 5 amostras (Z100 cor A3 – 3M do Brasil) de cada grupo experimental sendo: I controle (lâmpad convencional – 40s), II (LED 40s), III (LED 60s), IV (LED 120s), V (LED 180s) e VI (LED 240s). O teste de microdureza foi realizado no aparelho mh Microhardness Tester, aplicando uma carga de 160 g durante 30 s. Em cada amostra foram feitas 3 identações, após a leitura obteve-se a média da diagonais e aplicou-se a fórmula: $MHV=1854,4xP/d^2$. A avaliação da microdureza como função do tempo de exposição demonstra que o LED obtém MH dentro da faixa de valores obtidos pela lâmpada, a partir de 125s. A microdureza média dos materiais curados pelas duas fontes de luz se equivalem n tempo de 180s do LED. Esse resultado deve-se provavelmente à diferença entre as potências das duas fontes de luz, a lâmpada com 475 mW/cm^2 e o LE com cerca de 11 mW/cm^2. Concluímos que é possível a polimerização da resina composta com o LED (468 nm). O tempo de cura pode ser diminuído s certos parâmetros de utilização forem alterados. O uso de LEDs na cura de resinas pode vir a representar grandes simplificações em custo e instrumenta neste tipo de processamento, podendo levar à outras aplicações para as resinas fotocuradas.

Apoio Financeiro: FAPESP, PRONEX e PADCT.

A história do amálgama chegou ao fim?

C. B. B. FORTES*, S. M. W. SAMUEL
Departamento de Odontologia Conservadora, Faculdade de Odontologia - UFRGS - (051)328-29-82 fortes@adufrgs.ufrgs.br.

B319

O objetivo deste estudo foi avaliar a frequência do uso de restaurações de amálgama na unidade SEDE do SESC de Porto Alegre. Foram analisadas 23.141 restaurações confeccionadas no segundo semestre de 1998. A análise dos dados mostrou que neste período foram realizadas 9.011(39%) restaurações de amálgama, 12.670 (55%) restaurações de resina composta e 1.460 (6%) restaurações de cimento de ionômero de vidro. As restarações de amálgama foram utilizadas em dentes posteriores, tanto em crianças quanto em adultos, as restaurações de resina composta foram utilizadas em dentes anteriores e posteriores e as restaurações com cimento de ionômero de vidro foram utilizadas basicamente em crianças, tanto em dentes anteriores como em posteriores. Este resultado contraria a opinião de alguns especialistas de que o amálgama não sobreviveria até o final do século XX. Apesar da sua falta de estética, da sua falta de adesão à estrutura dentária, das considerações a respeito da toxicidade do mercúrio e da versatilidade de outros materiais, o amálgama não foi eliminado da Odontologia, principalmente devido ao seu baixo custo e durabilidade. Baseado neste estudo pode-se concluir que o amálgama ainda é um material restaurador de escolha, pois foi utilizado em 39% das restaurações. Portanto, este material deve ser ensinado e valorizado, pois ocupa um importante lugar na Odontologia Restauradora. Os resultados desta pesquisa são válidos para a amostra descrita (23.141) e não devem ser tomados como universais, mas podem levantar indícios para amenizar algumas inquietações abordadas neste trabalho.

Microinfiltração em restaurações classe V feitas com materiais restauradores híbridos.

M. R. L. RAGAZZI*; C. C. A. OLIVEIRA; R. R. BRAGA
Materiais Dentários, Faculdade de Odontologia USP-SP - Fax (011) 818-7840

B320

O objetivo do trabalho foi avaliar o grau de microinfiltração em restaurações classe V, com margens em esmalte e dentina, feitas com vários materiais híbridos. Foram testados dois ionômeros modificados, Fuji II LC (F) e Vitremer (V), e três compômeros, Dyract AP (D), Compoglass F (C) e F2000 (F2), sendo que estes foram testados com e sem condicionamento ácido. A resina composta Z100 (Z) foi utilizada como controle. Foram utilizados 41 molares, nos quais foram preparadas cavidades nas faces vestibulares e linguais. Os dentes restaurados foram submetidos a ciclagem térmica (700 ciclos, entre 5°C e 55°C). A solução de Ag NO_3 a 50% foi usada como traçador. Cada restauração foi seccionada em duas regiões, fornecendo quatro faces para avaliação. Os graus de microinfiltração atribuídos variaram entre 0 (ausente) a 4 (traçador atingindo a parede axial).

	0		1		2		3		4	
	e	d	e	d	e	d	e	d	e	d
Z	3		-	5	3	1	3	-	1	- 2
V	1		-	7	6	1	2	-	1	- -
F	-		->	9	1	-	5	-	3	- -
C s/	1		-	6	2	-	4	-	-	- 1
C c/	5		-	4	4	-	-	-	3	- 1

	0		1		2		3		4	
	e	d	e	d	e	d	e	d	e	d
D s/	2	1	7	2	-	-	-	1	-	5
D c/	4	-	5	2	-	2	-	4	-	1
F2 s/	3	-	5	1	-	2	1	3	-	3
F2 c/	5	-	4	6	-	2	-	1	-	-

Feito o teste de Kruskal-Wallis, verificou-se que: todos os materiais testados apresentaram menor infiltração em esmalte do que em dentina. O condicionamento ácido não alterou o grau de infiltração dos compômeros. O Vitremer comportou-se melhor em dentina do que o Fuji II LC.

Microdureza e profundidade de polimerização de resina composta condensável: laser x luz halógena.

F.S. NAUFEL, M.L. TURBINO, A MIRAGE; E. MATSON
Dentística, Fac Odontologia–USP–São Paulo-(011)8187839.

B321

A evolução das resinas compostas levou ao uso de resinas condensáveis para restaurações de dentes posteriores. Como uma das vantagens desses materiais, os fabricantes têm apontado a maior profundidade de polimerização, possibilitando o uso de incrementos de até 5mm de espessura. O uso do laser vem se difundindo rapidamente, sendo o laser de Argônio o indicado para polimerização de resina composta. Neste estudo foi avaliada a microdureza Vickers de uma resina condensável (Alert), comparada com uma híbrida (Z100) polimerizadas com luz halógena a 40 segundos e com laser de Argônio a 10, 20 e 30 segundos. Essas medidas foram feitas nas profundidades de 0.5, 1.5, 2.5, 3.5 e 4.5mm. Os resultados mostraram que a resina Alert mostrou redução significativa de dureza a partir da profundidade de 3.5mm para a luz halógena (40 segundos) e laser a 10 segundos. Para laser a 20 e 30 segundos a redução mais acentuada se deu apenas a 4.5mm. A resina Z100 apresentou dureza maior que a Alert na profundidade de 0.5mm tanto para luz halógena como laser. Porém com luz halógena a redução na dureza ocorreu a partir de 2.5mm e com laser a 30 segundos a redução se deu a partir de 3.5mm.($p<0.05$).