

Análise Térmica para um Pré-Molar Humano Exposto à Luz Laser

C. Kurachi, D.V. Magalhães, C.P. Eduardo*, V.S. Bagnato

Instituto de Física de São Carlos,

USP, C.P. 369, 13560-970, São Carlos, SP, Brasil

**Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo*

Av. Prof. Lineu Prestes 2227, São Paulo, Brasil

Recebido em 4 de maio 1998

Laser is now a great instrument which has found enormous applications in medicine and dentistry. One of the argon laser applications is in the dental composite resin polymerization. For use in dentistry one of the greatest worries is the temperature change in dental tissues during laser irradiation especially in pulp tissue. In this work we have investigated the temperature variation caused by argon line 488nm exposition in a premolar tooth. We established a diagram showing several parameters zones that cause different levels of pulp temperature variation. It is indispensable to irradiate with parameters within the safe or working zone to avoid tissue damage.

As aplicações do laser em Odontologia são encontradas nas diversas especialidades. O laser de argônio é um dos tipos que vem sendo utilizado na prática clínica odontológica, uma de suas aplicações é na polimerização de resinas compostas, substituindo a luz halógena dos aparelhos fotopolimerizadores convencionais. Anteriormente à utilização em pacientes, é necessário que se realize um estudo térmico do dente frente à irradiação laser, a fim de evitar danos teciduais que comprometam a vitalidade dental. Os autores se propuseram a avaliar termicamente um dente ao ser exposto à um laser de argônio e a uma lâmpada halógena. Os resultados demonstraram que o laser de argônio, ao ser usado dentro dos parâmetros seguros da zona de trabalho, não ocasiona danos teciduais ao elemento dental. Durante o emprego do aparelho fotopolimerizador convencional, é importante prestar atenção quanto ao tempo de utilização, uma vez que a lâmpada halógena também transfere grande quantidade de calor ao dente.

I. Introdução

A luz laser é atualmente um importante instrumento em diversas áreas do conhecimento. Na Física a luz laser encontra enormes aplicações na espectroscopia e processamento de materiais. Nas áreas biológicas, a luz laser tem encontrado aplicações importantes na Medicina, como instrumento de corte, assim como na Odontologia. Em todas essas aplicações o processo fundamental da interação da luz com o tecido ou o sistema biológico é através da absorção de energia.

Em Odontologia, o laser pode ser utilizado de várias maneiras, como instrumento de corte de tecidos moles, ou como instrumento de remoção ou ablação de tecidos duros dentais. Cada laser com determinado comprimento de onda, ocasiona uma resposta biológica car-

acterística, assim sua indicação é específica. Atualmente pode-se citar como exemplos de aplicações do laser em cavidade oral: CO₂ como laser cirúrgico em gengivoplastias, frenectomias etc.; Nd:YAG com aplicações em cirurgias periodontais e em endodontia; Er:YAG em preparos cavitários; Argônio como instrumento cirúrgico, em clareamento dental, fotopolimerizador de resinas compostas.

Para a sua utilização em Odontologia, uma das maiores preocupações é em relação ao aumento de temperatura dos tecidos bucais e dentais ocasionado durante a irradiação laser, uma vez que existe grande absorção de energia, causando aquecimento.

No caso da aplicação em tecidos dentais, a polpa dental é o componente mais vulnerável à variação de

temperatura além de ser o responsável pela vitalidade dental. ZACH e COHEN [1] relatam que 15% dos dentes submetidos à um aumento de temperatura intrapulpar de 5,5°C desenvolveram um quadro inflamatório irreversível. RENNEBOOG-SQUILBIN et al. [2] mensuraram a alteração de temperatura durante a irradiação com laser de argônio, o contato com água quente a 54°C - 55°C e o preparo cavitário (1mm de profundidade x 1mm de diâmetro) com ponta montada em caneta de alta rotação. Os autores concluíram que a temperatura intrapulpar atingida durante o uso do laser de argônio (400 mW/cm² e modo contínuo por 2 ou 4 segundos) foi inferior em comparação a encontrada com a exposição à água quente (1 ou 2 segundos) e da mesma ordem que a do preparo cavitário.

O laser de argônio tem algumas características que o diferem de outros. Estar na região do visível e ter a capacidade de emitir luz numa linha azul, de 488nm é bastante típico desse laser. Devido à essa propriedade do laser de argônio, além de funcionar como laser cirúrgico ele também pode ser utilizado como um elemento foto ativador na cura de resinas dentais. POWELL et al. [3] relataram que através da irradiação com laser de argônio é necessário apenas 1/4 do tempo de polimerização gasto pela lâmpada halógena dos aparelhos odontológicos para a mesma finalidade. BLANKENAU et al. [4] demonstraram que as propriedades físicas da resina composta curada pelo laser de argônio eram superiores. De acordo com HICKS et al.[5] observou-se de 30% a 40% menos material não-polimerizado na resina composta quando se utiliza o laser de argônio ao invés da lâmpada halógena.

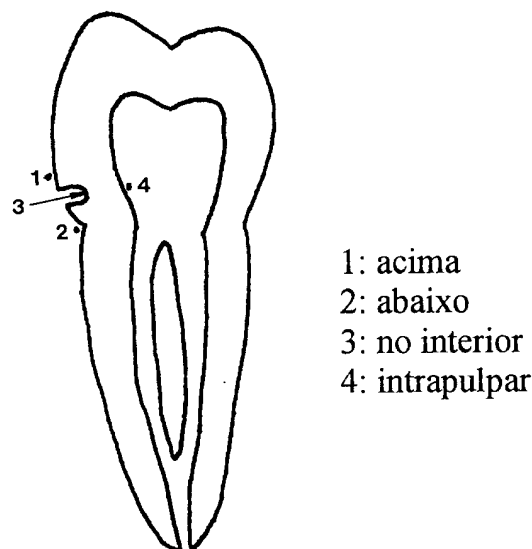
Neste trabalho, queremos fortalecer o emprego específico do laser de argônio na polimerização de resinas compostas. Para isso, a primeira parte do estudo corresponde à uma análise térmica completa que nos permita mapear os domínios de parâmetros possíveis de trabalho sem comprometer os tecidos biológicos envolvidos. Este estudo não existe de forma completa na literatura. Utilizando um laser de argônio operando na linha de 488nm e um dente pré-molar humano no qual foram adaptados termistores de precisão, foi possível avaliar a evolução térmica das várias regiões dentais durante a exposição à luz laser. Os resultados mostraram que podemos estabelecer zonas de aplicação relacionando tempo de exposição com potência utilizada e a variação máxima de temperatura que será atingida. Este trabalho é um primeiro passo para um amplo uso do laser como elemento fotopolimerizador das resinas

dentais.

II. Materiais e Métodos

O dente utilizado neste estudo foi um primeiro pré-molar superior sem lesão de cárie e que foi mantido em soro fisiológico desde a sua extração da cavidade oral. Esse elemento foi submetido à raspagem para a remoção de remanescentes de tecidos bucais e cálculo dental. Foram confeccionados uma cavidade classe V, com no máximo 2mm de profundidade, e pequenos orifícios para receber os termistores de precisão na face vestibular do dente. O ápice radicular foi cortado e o canal vestibular alargado e limpo com solução de hipoclorito de sódio.

Os termistores (Thermistor modelo 120-202EAJ da Fenwal Eletronic) foram posicionados nas seguintes regiões: 1) acima do preparo cavitário, a aproximadamente 2mm; 2) abaixo do preparo cavitário na junção esmalte-cimento; 3) no interior do preparo cavitário e 4) no interior da câmara pulpar, o mais próximo do preparo cavitário. Este posicionamento está esquematizado na Fig. 1. Os termistores foram fixados com resina composta Z100 (3M do Brasil) polimerizada com luz halógena. O canal vestibular foi preenchido com pasta térmica, para assegurar bom contato com o termistor e, após a colocação do termistor, o ápice foi fechado com resina composta.



- 1: acima
- 2: abaixo
- 3: no interior
- 4: intrapulpar

Figura 1. Desenho esquemático do posicionamento dos termistores no elemento dental.

Com o intuito de reproduzir a temperatura da cavidade oral, nós elaboramos um sistema para manter um banho térmico a 37°C, no qual o dente foi posicionado.

O elemento dental foi fixado num pilar de acrílico e introduzido em um recipiente de vidro. Adicionamos uma quantidade de água suficiente para manter a raiz dental submersa e a porção coronária acima do nível do banho térmico. A temperatura da água a 37°C foi mantida através de uma resistência elétrica e monitorada constantemente.

O laser de argônio foi direcionado ao preparo cavitário e o feixe Gaussiano utilizado tinha como cintura 3,5mm, que correspondia, aproximadamente, ao diâmetro da cavidade confeccionada. A irradiação foi em modo contínuo por 4 minutos e a potência variada (150, 200, 300 e 500 mW). A lâmpada comercial com potência de 400mW e densidade de potência de 700mW/cm², foi usada para comparação também por um período de 4 minutos.

Os termistores estavam ligados à um dispositivo eletrônico que possibilitou a conversão das leituras em resistência para valores em volts. Esses valores foram salvos no programa Origin 4.0, com intervalo de tempo de 1 segundo. Anterior à colocação no elemento dental, os termistores foram submersos em água a 37°C e a alteração de temperatura monitorada com termômetro, assim como as leituras no dispositivo eletrônico. O mesmo procedimento foi repetido com água a 0°C. Para cada termistor obteve-se uma equação de calibração, permitindo a conversão dos valores em volts para valores de temperatura.

No primeiro experimento as irradiações foram realizadas no dente sem a cavidade preenchida e na segunda avaliação a restauração dental e o termistor número 3 estavam presentes. Apesar de termos monitorado todos os termistores, nós iremos, neste trabalho, analisar os resultados obtidos somente pelo termistor 4, uma vez que o tecido pulpar é mais vulnerável à alterações de temperatura em comparação aos tecidos duros do dente.

III. Resultados e discussão

A partir dos valores de temperatura intrapulpar, para cada potência utilizada obtivemos um gráfico (tempo x temperatura), diretamente da leitura dos termistores pelo computador.

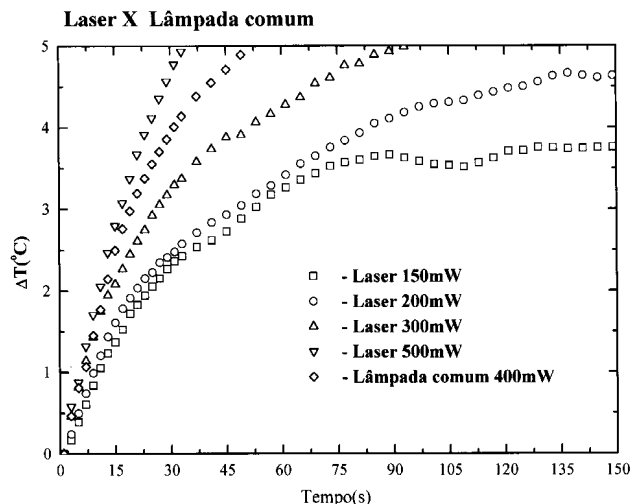


Figura 2. Gráfico (tempo x temperatura) para diferentes potências do laser de argônio e a lâmpada comercial para pré-molar humano.

Na Fig.2 apresentamos um gráfico onde analisamos a variação da temperatura em função do tempo durante a exposição à luz. A avaliação foi realizada para uma variação de temperatura intrapulpar de até 5° C, pois acima desse valor já pode existir comprometimento pulpar. Nós comparamos diferentes potências do laser de argônio e a lâmpada comercial. Observamos que a luz comum promoveu um aumento de temperatura similar ao causado pelo laser com potência de 500 mW e que após 45 segundos essa variação era superior a 5°C, condição que já é considerada crítica para a vitalidade pulpar.

Quando irradiamos com 150 e 200 mW, a temperatura da câmara pulpar não atingiu a variação de 5°C mesmo após 240 segundos de exposição contínua.

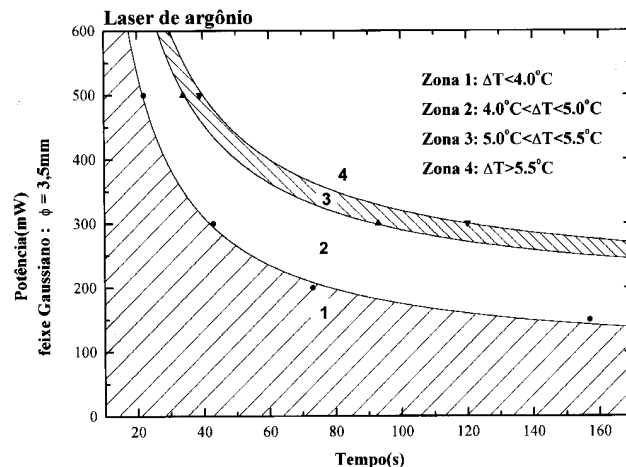


Figura 3. Determinação das 4 zonas de variação de temperatura para a exposição de um pré-molar humano com cavidade classe V a um laser de argônio.

Na Fig.3 estabelecemos um diagrama correlacionando o tempo de exposição e a potência usada, onde são determinadas 4 zonas de parâmetros de utilização. Para cada zona foi estabelecido um intervalo de aumento de temperatura da região pulpar.

1- **zona segura:** alteração de temperatura abaixo de 4°C

2- **zona de trabalho:** entre 4° C e 5°C

3- **zona crítica:** entre 5° C e 5,5°C

4- **zona de perigo:** acima de 5,5°C

É importante que a aplicação do laser de argônio em tecidos dentais se restrinja às zonas segura e de trabalho, a fim de que previna-se qualquer tipo de dano tecidual. Se posicionarmos a aplicação da lâmpada comercial como recomendado pelo fabricante, observamos que a alteração de temperatura se encontra na zona de trabalho, mas já próximo à zona crítica. O uso do diagrama da Fig. 3 deve ser feito da seguinte maneira: numa aplicação clínica do laser de argônio, com uma potência de 150 mW, o aumento de temperatura intrapulpar não será superior a 5° C, mesmo após 240 segundos ininterruptos de exposição, e portanto é um procedimento completamente seguro. Porém, com uma potência de 400 mW, o tempo de utilização passa a ser um parâmetro importante, a 45 segundos estaremos na zona de trabalho, a 55 segundos na zona crítica e acima de 65 segundos na zona de perigo.

Este estudo foi realizado com apenas um espécime, mas não são esperadas grandes variações, já que os tecidos envolvidos são iguais e as dimensões semelhantes.

Outro dado que também deve ser discutido, é o fato de que a dissipação de calor na cavidade oral é diferente daquela que nós obtivemos no estudo *in vitro*. Em um dente vivo há a vascularização pulpar, pode existir a presença de lesão de cárie, além de outros fatores que podem influenciar esse processo.

Os próximos trabalhos serão baseados na avaliação qualitativa da resina composta curada pelo laser de argônio, estudando propriedades físicas como micro-

dureza, resistência à degradação química e microinfiltração.

IV. Conclusões

Existem diversas aplicações do laser de argônio em Odontologia e uma delas é a polimerização de resinas compostas com propriedades físicas superiores. É indispensável que a irradiação seja feita com parâmetros dentro da zona de trabalho, evitando, assim, danos teciduais. Nós também devemos estar atentos quanto ao uso da lâmpada comercial, um período de tempo incorreto pode levar a um comprometimento da vitalidade pulpar. Com este estudo podemos estabelecer zonas de operação para o processo de cura de resinas dentais a laser. Dentro desse universo de parâmetros estamos agora analisando as características mecânicas da resina curada.

Agradecimentos

Agradecemos à FAPESP e ao Programa PRONEX.

Referências

1. Zach, L.; Cohen, G. Oral Surg. Oral Med. Oral Path. 1965; 19(4): 515-529.
2. Reneeboog-Squibin, C.; Nammour, S.; Coomans, D.; Barel, A.; Carleer, M.; Dourov, N. J. Biol. Buccale. 1989; 17: 179-186.
3. Powell, G.L.; Kelsey, W.T.; Blankenau, R.J.; Barkmeier, W.W.. Esthetic Dentistry. 1989; I(I): 34-36.
4. Blankenau, R.J.; Kelsey, W.P.; Powell, G.L.; Shearer, G.O.; Barkmeier, W.W.; Cavel, W.T. Am. J. Dent. 1991; 4: 40-42.
5. Hicks, M.J.; Flaitz, C.M.; Westerman, G.H.; Blankenau, R.J.; Powell, G.L.; Berg, J.H. J. Clinical Pediatric Dent. 1995; 20(1): 9-13.