



Intra-Pulpar Temperature Increase Generated By Dental Bleaching

Estudo do Aumento de Temperatura Intra-Pulpar Gerado Pelo Clareamento Dental

Utilizando-se Como Fonte de Ativação o Fotopolimerizador e Dois Equipamentos Com Sistemas Conjugados Com Led's e Laser

INTRODUÇÃO

Com o advento do clareamento dental em sessão única realizada em consultório, e com a grande variedade de técnicas fotoativadas a disposição, geram-se dúvidas para o clínico geral sobre qual técnica utilizar.

Um dos principais fatores limitantes para os procedimentos em odontologia, é o aumento de temperatura gerado no elemento dental e relatado desde os primórdios com os instrumentos rotatórios, até o advento dos Laseres.

Segundo ZACH and COHEN (1965), temperaturas geradas acima de 5,6°C causam danos pulpare de diferentes graus, podendo levar a mortificação pulpar em 15% dos casos, dependendo assim do nível de vitalidade pulpar, e da capacidade de reação da mesma. Os autores demonstraram que um aumento de temperatura de 3,3°C resultou em variações histológicas reversíveis.

Temos então o aumento de temperatura como um dos principais causadores de hiperemia pulpar, levando à hipersensibilidade dental pós clareamento.

Segundo WHITE et al (1994), os efeitos das aplicações diretas do calor sobre a estrutura dental podem ser leves e imperceptíveis ou tão severos que podem levar a perda da vitalidade pulpar.

De acordo com TOST et al (1995), o efeito térmico pode variar de acordo com a quantidade de energia absorvida pelos tecidos. Os efeitos térmicos dependem da magnitude que as temperaturas alcançam.

A luz halógena do fotopolimerizador é do tipo difusa, incoerente e policromática em sua fonte de emissão, e produz uma grande quantidade de comprimentos de onda simultaneamente. Antes de chegar ao dente, essa passa por um filtro bloqueando uma grande quantidade de comprimentos de onda, mas mesmo assim, não consegue bloquear totalmente a luz amarela. O clareamento dental realizado em consultório necessita de calor ou luz para ativar o peróxido de hidrogênio. Mas a luz halógena e incandescente geralmente usada, produz consideravelmente luz amarela, interagindo imediatamente com o tecido pulpar vivo, que sendo da cor vermelha, rapidamente absorve luz amarela, causando a dor e inflamação frequentemente associada a esse tipo de tratamento. (REYTO, 1998; ZANIN et al, 2002)

OLIVEIRA Jr. et al (2001), deduziu que a principal função do aparelho de fotopolimerização para as técnicas de clareamento em consultório é gerar o calor necessário para ativação e ou potencialização dos agentes clareadores.

GOLDSTEIN (1976) e MONDELLI et al (1984), descreveram que a potencialização do gel clareador através da temperatura pode causar injúrias ao tecido pulpar.

Os fotopolimerizadores apresentam ainda um fator de desgaste muito grande em seus componentes ópticos como o bulbo, refletores e filtro, fazendo com que esse perca sua eficiência em até 80% sem que seja perceptível a olho nu. O tempo de vida útil de uma lâmpada halógena é de 50 à 100 horas de uso (RUEGGEBERG et al,

- Wagner Jozsa Calmon

Mestrando em Bioengenharia Laser - IPD & UNIVAP, São José dos Campos/SP

- Aído Brugnera Jr.

- Egberto Munin

- Paulo David de Castro Lobo

Professores Doutores do Curso de Pós-Graduação - IPG & UNIVAP, São José dos Campos/SP

- Fátima Zanin

Professora Doutora da Disciplina de Dentística - UNICASTELO, São Paulo/SP

- Jesus Dijalma Pécora

Professor Doutor da FO/Ribeirão Preto/USP

- Luiz Eduardo Barbin

- Julio César Emboava Espanó

Mestres em Endodontia pela FO/Ribeirão Preto/ FORP/USP/SP

Os AA avaliam o aumento da temperatura intrapulpar, gerado por diferentes aparelhos fotoativadores do gel utilizado nos clareamentos

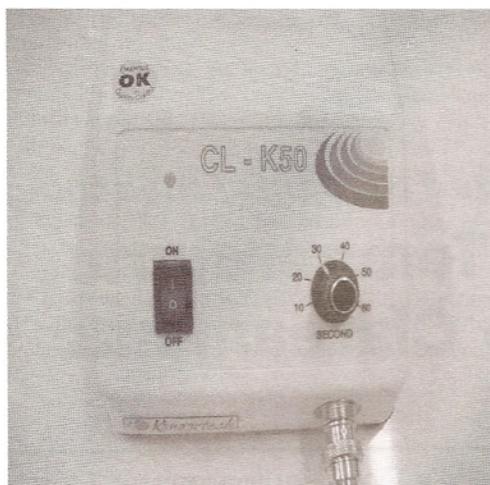


Fig. 1 - Aparelho Fotopolimerizador CL'K 50

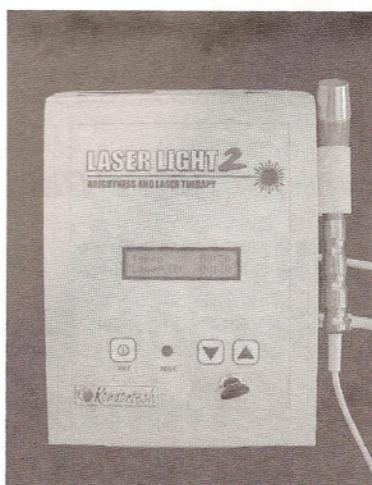


Fig. 2 - Aparelho LED's A

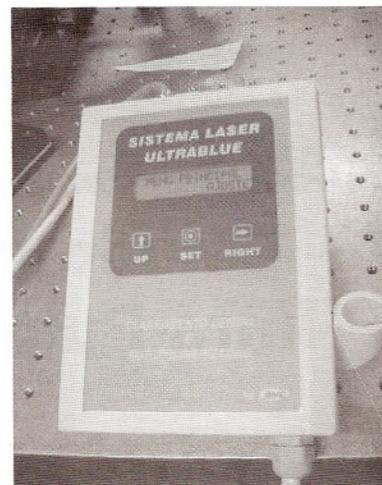


Fig. 3 - Aparelho LED's B

1996).

Os lasers e LEDs não necessitam filtros pois são gerados numa faixa estreita do espectro.

Os LEDs não alteram a emissão de luz com o tempo, sua vida útil é de 100.000 horas pois não apresenta filtros que poderiam ser degradados (MILLS, 1999 et al).

O ressurgimento da técnica de consultório que utiliza fonte de luz para ativação dos clareadores possibilitou a utilização de fotopolimerizadores, mas existe uma desvantagem na sua utilização em relação aos LEDs, que é o aumento da temperatura na câmara intrapulpar (BAIK et al, 2002) e conseqüentemente aumento de sensibilidade durante e após o clareamento. Essa característica negativa também ocorre com a utilização dos aparelhos de arco de plasma que apresentam alta potência gerando aumento de temperatura (MONDELLI, 2003).

Com a finalidade de minimizar esses efeitos, a ciência e tecnologia buscaram técnicas que proporcionassem além de uma menor geração de calor, uma fonte de luz monocromática ou seja, com um comprimento de onda, que fosse capaz de produzir somente uma cor sem adição ou misturas, para obter-se um melhor aproveitamento. Essa convergência de idéias fez com que o Laser fosse o principal candidato à titularidade do clareamento dental, como o foi, pois possui coerência e monocromaticidade, fazendo com que a luz tenha como alvo às moléculas escurecidas do gel, e não a polpa dental. Mas ainda confrontava-se com um problema: o custo do equipamento tornava a técnica inacessível à maioria dos profissionais e conseqüentemente à população. As atenções então voltaram-se para os LEDs (Light Emitting Diode), que com um custo muito menor e características semelhantes, possuem uma luz que não é gerada por filamento e sim por diodos que quando unidos em seus diferentes níveis, sob um estímulo elétrico, produzem luminosidade por diferença de polaridade.

STAHL et al (2000), afirma que a luz LED é uma fonte de luz divergente e não coerente semelhante à luz halógena, no entanto, apresenta um espectro de emissão bem mais estreito, tendo um aproveitamento superior.

LONGO (1988), RIGAU (1998) e TRELLES (1990), e quase a unanimidade dos autores têm relatado sua preocupa-

ção frente ao dano térmico causado pelos Laseres, baseados na densidade de potência destes.

O equipamento para clareamento dental com LEDs A testado apresenta em sua formação a adição de um diodo Laser infravermelho de baixa potência (40mW), com a finalidade de realizar um efeito minimizador da hipersensibilidade ocasionada em decorrência da técnica de clareamento dental.

FRENTZEN et al (2001), salientou que LEDs podem ser uma excelente opção de luz em substituição aos fotopolimerizadores.

Segundo ZANIN e BRUGNERA JUNIOR (2003), os LEDs com Laser terapêutico em baixa densidade de potência geram um aumento mínimo de temperatura sem dano ao tecido pulpar, pois ativam o gel clareador sem aquecer a estrutura dental. A tecnologia LED difere bastante do convencional, em relação à potência, pois os aparelhos fotopolimerizadores emitem alta densidade de potência para que consiga polimerizar adequadamente uma porção de resina composta. No entanto, os aparelhos à base de LED apresentam uma baixa densidade de potência, especialmente os da primeira geração; a diferença se encontra na eficiência quanto ao comprimento de onda da luz emitida por estes aparelhos. A luz produzida pelo LED apresenta uma faixa de emissão estreita (450 - 490nm), com o pico máximo próximo aos 470nm. Desta forma, mesmo tendo uma baixa densidade de potência, estes aparelhos emitem toda luz dentro do espectro de absorção máxima da canforoquinona (470nm), que pode ser um dos fotoiniciadores do processo de clareamento (JANDT et al., 2000; KURACHI et al., 2001; FRANCO & LOPES, 2003). É neste aspecto que se encontra a diferença do LED para os aparelhos convencionais, em que estes últimos produzem luz fora do espectro de absorção do fotoiniciador (canforoquinona), energia esta que não é útil para fotoativação do produto de clareamento. Estes aparelhos apresentam vantagens que fazem com que suas perspectivas sejam bastante favoráveis para uso na odontologia.

PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como objetivo avaliar o aumento de temperatura intrapulpar gerado por diferentes sistemas de fotoativação



Fig. 4 - Dentes no posicionador acoplado ao termopar.

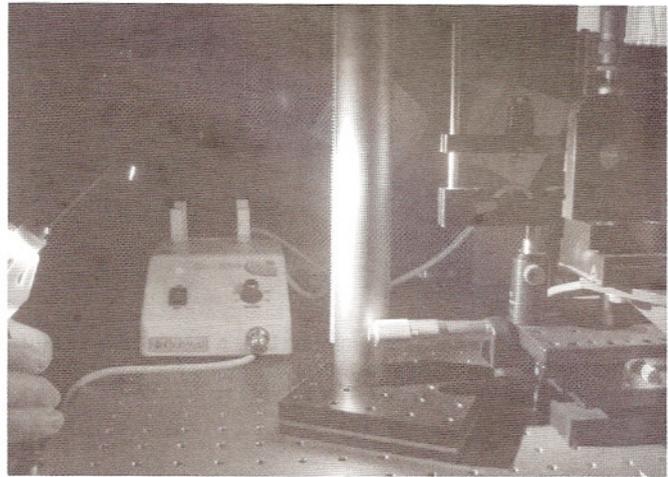


Fig. 5 - Espectroscopia Aparelho Fotopolimerizador CL-K 50



Fig. 6 - Espectroscopia do aparelho LED's A.



Fig. 7 - Espectroscopia do aparelho LED's B.

MATERIAIS E MÉTODO

MATERIAIS

Equipamentos:

1) Fotopolimerizador CL-K50 marca Kondortech®, com potência de 400mW / cm², e comprimento de onda entre 400 e 500nm (figura 1). Denominado Foto

2) Brighness, marca Kondortech®, com 08 Leds de 4000 milicandelas cada e 1 diodo infra-vermelho de 40 mW de potência. Denominado LEDs A (figura 2).

3) Ultra Blue, marca DMC®, com 19 Leds de 4000 milicandelas cada e 1 diodo infra-vermelho de 500mW de potência. Denominado LEDs B (figura 3).

4) Multímetro fabricante: Tectronix, modelo DMM916, com termopar acoplado

Materiais:

15 dentes humanos extraídos

Suporte de encaixe e apoio de dentes, com orifício na parte inferior, para encaixe da extremidade do termopar, desenvolvido no Laboratório de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. (PÉCOR, 2000; BRUGNERA JÚNIOR, 2001)

Gel de Peróxido de Hidrogênio a 35% (manipulado pela farmácia de manipulação Fórmula & Ação - São Paulo - Brasil) acondicionado em seringas com agulhas não perfurantes.

Solução fisiológica estéril marca Aster

Massa Tak'N Stick® (EUA), para vedamento do dente e fixação do termopar

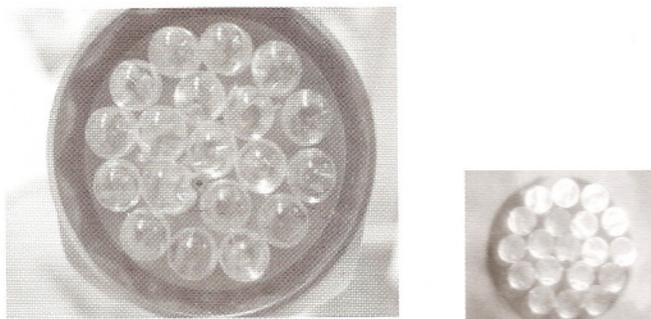
Frascos plásticos individuais para a armazenagem dos dentes.

MÉTODO

Foram selecionados 15 dentes incisivos inferiores humanos extraídos e mantidos em solução fisiológica até o momento do preparo.

Os dentes foram seccionados em seu terço cervical, e ainda ampliadas as cavidades radiculares com a finalidade de possibilitar a entrada do sensor do termopar, e foram posicionados no suporte e devidamente imobilizados após a introdução da extremidade do termopar em sua câmara pulpar (figura 4).

Com o dente devidamente imobilizado, foi aplicado o gel clareador, e tomadas as temperaturas em tempo inicial, após 30 segundos de aplicação de fotoativação em que a luz foi desligada, e subseqüentemente após 1, 2 e 3 minutos, contados a partir do desligamento do equipamento, nas fontes lumino-



Figs. 8 e 9 - Detalhe da fonte luminosa LED's B. Observa-se que a fibra do Laser do equipamento não está centralizada o que dificulta a distribuição uniforme da luz Laser e LED's na área de abrangência da ponteira.

as ativadoras fotopolimerizador e LEDs A, de acordo com os protocolos propostos por seus fabricantes.

Na fonte luminosa LEDs B foi optado por um tempo de 2 minutos, já que o fabricante propõe um tempo de fotoativação que vai de 1 minuto e meio a 3 minutos, sem uma determinação específica, escolhendo-se então este por ser um tempo intermediário. Os tempos foram contados na técnica dos LEDs B com 2 minutos de ativação e 1 minuto após o desligamento da fonte luminosa até se perfazerem 3 minutos, onde foram compilados. Após este procedimento, o dente foi lavado e, submetido ao mesmo tratamento por duas vezes mais, respeitando-se o mesmo protocolo, com um intervalo mínimo de 3 minutos entre um procedimento e outro.

Utilizou-se um grupo de cinco dentes para cada técnica de clareamento, que foram denominados dente A, B, C, D e E, perfazendo-se um total de 225 tomadas de temperaturas, sendo 75 por técnica de clareamento testada.

A mensuração das temperaturas foram realizadas no Laboratório de Endodontia da FORP-USP sob supervisão de seu titular Prof. Doutor Jesus Dijalma Pécora e de acordo com sua técnica de mensuração preconizada. (PÉCORA, 2000)

As tomadas de temperatura foram executadas com os equipamentos de fotoativação posicionados perpendicularmente à superfície vestibular dos dentes e a uma distância de 2 mm para LEDs A e fotopolimerizador e 5mm para LEDs B.

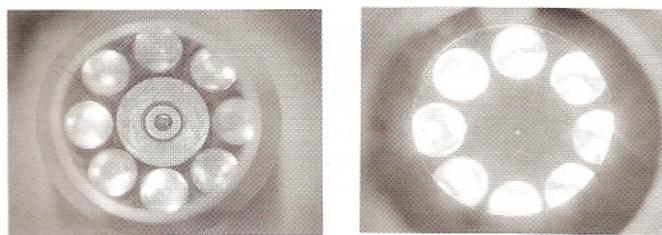
Todos os equipamentos foram submetidos a espectroscopia nos Laboratórios do IP&D (Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento) - UNIVAP (Universidade do Vale do Paraíba) sob supervisão do Prof. Doutor Egberto Munin, e Prof. Doutor Paulo David de Castro Lobo para a verificação dos respectivos comprimentos de onda (figura 5, 6 e 7).

Observa-se que a excentricidade do emissor Laser do equipamento LEDs B que proporciona uma dificuldade de distribuição uniforme da luz Laser e LEDs, que quando direcionada ao centro do dente, proporciona uma diminuição do foco do LEDs.(Fig. 8 E 9)

No equipamento LEDs A. (Fig. 10 e 11), o emissor Laser localiza-se centralizado, proporcionando assim a emissão Laser para o dente que está sendo o alvo do clareamento.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

O presente trabalho analisou o aquecimento gerado durante processos de clareamento dental fotoativados, através de luz halógena (fotopolimerizador CLK-50) e conjuntos LEDs,



Figs. 10 e 11 - Detalhe da fonte luminosa LED's A

analisados em dois equipamentos de marcas e potências diferenciadas. No equipamento LEDs A temos potências compatíveis para ativação fotoquímica do gel clareador e o equipamento LEDs B além da fotoativação, temos um diodo de 500 mW que quando acionado aumenta a densidade de energia com consequente aumento de temperatura, conforme observado por ROCHA (2003).

Observou-se de acordo com as Tabelas 1, 2 e 3, que o LEDs B, foi o maior gerador de calor no dente dentre os equipamentos descritos.

Entre todos fotoativadores testados o equipamento LEDs A, foi o gerador de menos calor, observando-se ainda que também possui o fator de retorno mais rápido à temperatura original quando comparado com o fotopolimerizador e o equipamento LEDs B, denotando assim que a energia térmica residual que o equipamento A deposita no tecido dental é menor que nos demais equipamentos testados.

Nota-se pela Tabela 4 as ocorrências de aumento de temperatura em todos os dentes testados com os diferentes fotoativadores.

Observa-se no gráfico 1 a média aritmética de aumento de temperatura gerados pelos diferentes fotoativadores.

De acordo com a metodologia aplicada observou-se que a eficácia do clareamento foi clinicamente semelhante para as 3 fontes (meios físicos) utilizadas. A utilização do equipamento LEDs A possibilitou uma ativação fotoquímica do gel de clareamento com aumento mínimo de temperatura (0,5°C). O equipamento LEDs B por apresentar maiores densidades de potência tanto dos LEDs como do Laser (500mW) ocasionou o maior aumento de temperatura (5,98°C), e o fotopolimerizador obteve uma média de 5,2 °C de aumento de temperatura.

Segundo ZACH e COHEN (1965), temperaturas geradas acima de 5,6°C causam danos pulpares de diferentes graus, podendo levar a mortificação pulpar em 15% dos casos, dependendo assim do nível de vitalidade pulpar, e da capacidade de reação da mesma. Os autores demonstraram que um aumento de temperatura de 3,3°C resultou em variações histológicas reversíveis.

Nosso estudo evidenciou que o equipamento LEDs B teve aumento de temperatura superior aos limites obtidos por ZACH e COHEN (1965).

O fotopolimerizador obteve uma média de aumento de temperatura de 5,2°C com média estando muito próximo ao limite proposto.

O equipamento LEDs A tem em média um aumento de temperatura de 0,5 °C, que pode ser considerado desprezível, pois está muito longe do limite estabelecido.

Segundo ZANIN E BRUGNERA JUNIOR (2003), o aumento de temperatura durante o processo de clareamento

Tabela 1

Medidas de temperaturas do Fotopolimerizador tomadas de acordo com o protocolo do fabricante

FOTOPOLIMERIZADOR	Temperatura inicial e início da fotoativação	Desligamento do fotopolimerizador	Temperatura após desligamento do fotopolimerizador	Temperatura após desligamento do fotopolimerizador	Temperatura após desligamento do fotopolimerizador
Tempo	0	30"	1'	2'	3'
Dente A					
1ª Pass.	23,6°C	27,8°C	27,8°C	25,7°C	24,8°C
2ª Pass.	24,4°C	31,5°C	28,5°C	25,8°C	24,9°C
3ª Pass.	24,2°C	28,3°C	27,6°C	25,6°C	24,6°C
Dente B					
1ª Pass.	23,3°C	27,8°C	27,8°C	25,7°C	24,8°C
2ª Pass.	23,1°C	31,5°C	28,5°C	25,8°C	24,9°C
3ª Pass.	24°C	28,3°C	27,6°C	25,6°C	24,6°C
Dente C					
1ª Pass.	24°C	24,4°C	28,2°C	26,3°C	25,4°C
2ª Pass.	24°C	24°C	27,5°C	26,1°C	25,3°C
3ª Pass.	23,8°C	28°C	27,9°C	26,7°C	25,5°C
Dente D					
1ª Pass.	25°C	29,5°C	28,2°C	26,6°C	25,5°C
2ª Pass.	23,7°C	28,5°C	27°C	25,1°C	24,1°C
3ª Pass.	23,3°C	27,8°C	27,3°C	24,6°C	24,1°C
Dente E					
1ª Pass.	23,3°C	28,7°C	27,3°C	25°C	23,7°C
2ª Pass.	23,5°C	30,4°C	28°C	25,6°C	24,6°C
3ª Pass.	23,3°C	30,6°C	28,3°C	25,8°C	24,6°C

Tabela 2

Medidas de temperaturas do LED's A tomadas de acordo com o protocolo do fabricante

LEDs A	Temperatura inicial e início da fotoativação	Desligamento do Led A	Temperatura após desligamento do fotopolimerizador	Temperatura após desligamento do fotopolimerizador	Temperatura após desligamento do fotopolimerizador
Tempo	0	30"	1'	2'	3'
Dente A					
1ª Pass.	23,7°C	24,2°C	24°C	23,8°C	23,7°C
2ª Pass.	24°C	24,5°C	24,4°C	24,1°C	24°C
3ª Pass.	23,5°C	24°C	23,9°C	23,6°C	23,6°C
Dente B					
1ª Pass.	24°C	24,5°C	24,1°C	24°C	24°C
2ª Pass.	24,3°C	25,2°C	24,8°C	24,5°C	24,3°C
3ª Pass.	24,3°C	25,1°C	24,5°C	24,3°C	24,3°C
Dente C					
1ª Pass.	24,5°C	24,7°C	24,5°C	24,5°C	24,5°C
2ª Pass.	24,2°C	24,5°C	24,4°C	24,2°C	24,2°C
3ª Pass.	24,1°C	24,3°C	24,2°C	24,1°C	24,1°C
Dente D					
1ª Pass.	22,4°C	23,4°C	23,2°C	23°C	22,9°C
2ª Pass.	23,2°C	23,7°C	23,4°C	23,2°C	23,2°C
3ª Pass.	23°C	23,8°C	23,5°C	23,2°C	23°C
Dente E					
1ª Pass.	24,3°C	24,5°C	24,3°C	24,3°C	24,3°C
2ª Pass.	23,4°C	23,6°C	23,6°C	23,5°C	23,4°C
3ª Pass.	23,5°C	24°C	23,8°C	23,7°C	23,6°C

Tabela 3

Medidas de temperaturas do LED's B tomadas de acordo com o protocolo do fabricante

LEDs B	Temperatura inicial e início da fotoativação	Tempo de desligamento	Tempo de desligamento	Desligamento do Led B	Temperatura após desligamento do fotopolimerizador
Tempo	0	30"	1'	2'	3'
Dente A					
1ª Pass.	21,3°C	24,7°C	24,9°C	24,4°C	23,7°C
2ª Pass.	21,5°C	24,5°C	24,5°C	24°C	21,6°C
3ª Pass.	21,4°C	25,3°C	24,7°C	24,3°C	23,6°C
Dente B					
1ª Pass.	21,3°C	24,6°C	24°C	23,4°C	22,7°C
2ª Pass.	21,9°C	24,3°C	24,4°C	23,3°C	23,4°C
3ª Pass.	20°C	22,7°C	24,1°C	23,8°C	22,1°C
Dente C					
1ª Pass.	20,9°C	25,1°C	24,6°C	24,7°C	22,8°C
2ª Pass.	21,6°C	24,3°C	25,9°C	27,9°C	23,1°C
3ª Pass.	20,9°C	23,9°C	25,7°C	27,8°C	23°C
Dente D					
1ª Pass.	20,8°C	24,2°C	25,1°C	24,8°C	22,3°C
2ª Pass.	21,8°C	25,4°C	26°C	28°C	23,3°C
3ª Pass.	20,4°C	23,5°C	24,3°C	25,8°C	22°C
Dente E					
1ª Pass.	21,7°C	24,5°C	26°C	27,2°C	23°C
2ª Pass.	21,4°C	23,4°C	25°C	26,8°C	23°C
3ª Pass.	21,2°C	23,9°C	25,3°C	26,7°C	23,1°C

fotoassistido gera reação inflamatória pulpar causando hipersensibilidade dentinária.

Seria de bom alvitre ressaltar que quanto mais fatores modificadores e ou indutores de mudança do quadro de inércia que se encontra o elemento dental no momento inicial do clareamento, maiores serão os sintomas manifestados no paciente.

CONCLUSÕES

Com base na metodologia aplicada e nos resultados obtidos é lícito concluir que:

O aumento de temperatura (5,98 °C) gerado pelo meio físico de ativação LEDs B foi o maior dentre os testados, estando acima do valor suportado pelo tecido pulpar (ZACH and COHEN, 1965).

O meio físico de ativação fotopolimerizador foi o segundo maior gerador do aumento de temperatura (5,19 °C), mantendo-se dentro dos limites sugeridos, de tolerância pulpar.

Os menores valores de aumento de temperatura (0,54°C) foram observados com o meio físico de ativação LEDs A.

As passagens 1ª, 2ª e 3ª não influenciam de maneira estatisticamente significativa a variação térmica.

RESUMO

Neste trabalho foi estudado in-vitro o aumento de temperatura intra-pulpar de um grupo de 15 dentes (três passagens cada), geradas pela técnica de clareamento dental utilizando-se um aparelho Fotopolimerizador e dois sistemas conjugados de LEDs com Laser de marcas comerciais distintas, com um mesmo agente clareador.

Um dos principais fatores limitantes para os procedimentos de clareamento dental fotoassistido é o aumento de temperatura gerado no elemento dental em decorrência da técnica. Em virtude disso foram avaliados os equipamentos e submetidos a uma comparação sob o aspecto de aumento de temperatura intra-pulpar in-vitro.

Os resultados foram compilados e mostraram que o equipamento denominado LEDs B, foi o maior gerador de aumento de temperatura, apresentando uma média aritmética de 5,98°C, inclusive ultrapassando os limites propostos por ZACH e COHEN em 1965.

O equipamento Fotopolimerizador foi o segundo maior gerador de aumento de temperatura, com um aumento médio de 5,19°C, apresentando-se em uma posição limítrofe, aos limites propostos.

O equipamento denominado LEDs A apresentou o menor aumento de temperatura gerado em decorrência da técnica, com uma média aritmética de 0,54°C, podendo ser considerada como desprezível.

SUMMARY

This in-vitro study evaluated intra-pulpar temperature increase in 15 teeth generated by dental bleaching with a photopolymerizer and two LED (A and B) systems of different commercial brands associated to Laser. The same bleaching agent was used.

One of the main limiting factors for the light-assisted dental bleaching procedure is the increase in temperature generated in the tooth. The systems were evaluated and the intrapulpar temperature increase was compared in vitro.

The results showed that LED B generated the greatest increase in temperature, presenting an arithmetical mean of 5.98, which is greater than the limits proposed by ZACH and COHEN in 1965.

The photopolymerizer caused the second largest increase in temperature, with a mean increase of 5.19°C, which is within the proposed limits.

LED A presented the least temperature increase, with an arithmetical mean of 0.54°C, which may be considered to be negligible.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BAIK, J.W.; RUEGGBERG, F. LIEWEHR, F.R. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpar temperature rise. J Esthet Rest Dent; 13:370-8, 2002 ADICIONADO
- BRUGNERA JUNIOR, A.; ZANIN, F., MARCHESAN, M. M., SILVA, R. S., PÉCOR, D.J.; - In Vitro Study Temperature Changes When Using Er:YAG for Class V cavity Preparation, Lasers in VII.; proceedings of SPIE 2001 Vol. 4249., 2001
- FRANCO, E. B.; LOPES L. G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. Biodonto Revista Odontológica v.1, n. 2, ril, p.23, março/abril 2003.

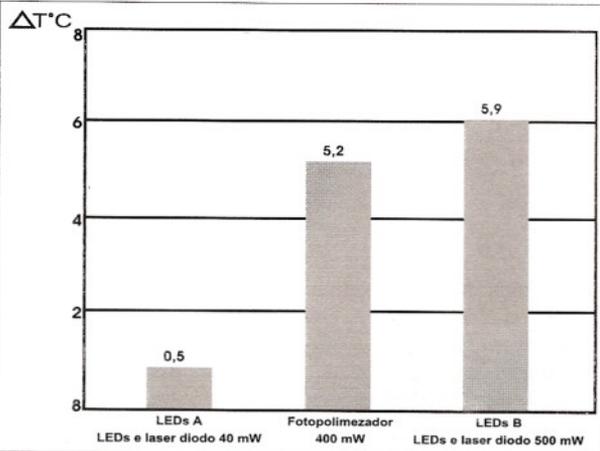


Gráfico 1 - Gráfico de variação térmica de aquecimento do meio físicos de uma ativação LED's A Fotopolimerizador e LED's B.

4. FRENTZEN, M.; FÖLL, V.; BRAUN, A.; - Photopolymerization of Composite Resin Using Led Technology - The Journal of Oral Laser Applications - vol 1, no 3, p. 189, 2001.
5. GOLDSTEIN, R.; - Esthetics in dentistry,. Philadelphia, Lippincott, 1976.
6. JANDT, K. D.; R W ; BLACKWELL, G. B; ASHWORTH, S. H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LED's). Den Mater; 16:41-7, 2000.
7. KURACHI C., TUBOY A.M., MAGALHÃES D.V., BAGNATO V.S.. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dental Materials; 17:309-15, 2001.
8. MILLS,R.W.; JANDT,K.D.; ASHWO RTH, S.H. Dental compositdepth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Brit Dent J, 186;388-91,1999.
9. MONDELLI, J. ; GALAN, Jr. J.; ISHIKIRIAMA, A.; CORADAZZI, J. L.; NAVARRO, M.F.L.; PEREIRA, J.C.; FRANCISCHONE,C.E.; FRANCO E.B.; Restaurações estéticas. São Paulo: Savier, 1984
10. MONDELLI, R.F.L. Clareamento dental de dentes polpados. Biodonto Revista Odontológica, vol.1, n.1,74p., jan., fev., 2003.
11. LONGO, L. Terapia Laser. Firenze, Edizioni Scientifiche Firenze, 1988.
12. PEREIRA, J.C.; FRANCISCHONE, C.E.; FRANCO, E.B.; - Restaurações estéticas, p. 190, 1984.
13. OLIVEIRA, Jr. O.B.; CHIOCA, S. F.; ANDRADE, M.F. - Estudo Comparativo da Intensidade de Luz e Calor Produzidos por Aparelho Fotoclareador Experimental. - Revista Dentística on Line. - <http://www.ufsm.br/dentisticaonline> , ano 1, n.º 4, Jul/ Set, 2001
14. WHITE, J. M.; et al, - Intrapulpar temperatures during pulsed Nd: YAG Laser treatment of dentin, in vitro. J Periodontal, vol. 65, p. 255-59, 1994. - Oliveira Jr., O B. Revista
15. REYTO, R. - Laser Tooth Whintening, - Dental Clinics of North America, vol. 2, nº 4, Out/ 1988.
16. RIGAU i MAS, J. Bioenergia e Propriedades ópticas dos tecidos. em: BRUGNERA JUNIOR, A.; PINHEIRO, A.L.B. - Lasers na Ondontologia Moderna, Pancast, 1988
17. ROCHA, R. Interação dos Lasers com diferentes agentes clareadores. Abstracts - Laser Dental Show, p. 11, 2003.
18. PÉCORA D. J. , BRUGNERA JUNIOR, A. , ZANIN, F. , MARCHESAN, M.A. , DAGHASTANLI, N. A. , SILVA, R. S. - Effect of energy (J) on temperature changes at apical root

Tabela 4
Variações térmicas de aquecimento (°C) registradas durante processos de clareamento dental ativados por três meios físicos distintos em três passagens subsequentes

Passagem	DENTES	FOTO	LEDs A	LEDs B
1ª	A	4,2°C	0,5°C	7,1°C
	B	4,5°C	0,5°C	6,1°C
	C	4,2°C	0,2°C	5,8°C
	D	4,5°C	1,0°C	6,0°C
	E	5,4°C	0,2°C	5,5°C
2ª	A	7,1°C	0,5°C	4,5°C
	B	8,4°C	0,9°C	5,4°C
	C	3,5°C	0,3°C	6,3°C
	D	4,8°C	0,5°C	6,2°C
	E	6,9°C	0,2°C	5,4°C
3ª	A	4,1°C	0,5°C	7,9°C
	B	4,3°C	0,8°C	5,8°C
	C	4,2°C	0,2°C	6,9°C
	D	4,5°C	0,8°C	5,4°C
	E	7,3°C	0,5°C	5,5°C
MÉDIA DE AUMENTO		5,1933°C	0,5400°C	5,9867°C

surface when using Er;YAG laser to enlarge roo canals. In Lasers in Dentistry VI : proceedings of SPIE v. 3910; 2000

19. RUEGGERBERG, F.A.; TWIGGS, S.W.; CAUGHMAN, W.F.; KHAJOTIA, S.; - Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units - [abstract 2897].J Dent Res, p. 75:380 , 1996.
20. STAHL, F.; ASHWORTH, S.H.; JANDT, K.D.; MILLS, W.W.; - Light-emittig diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potencial, Biomateriais, 433, 2000.
21. TOST, A. J. E.; VIVANCOS, V. V.; ESCODA, C. G.; AYTÖS, L. B.; DOMÖNGUEZ, J. A. Aplicaciones del Laser de CO2 en Odontologia, 152p, 1995.
22. TRELLES, M. A. Laser Tumour Therapy, Instituto Medico Vilafortuny, 1990, 340p.
23. ZACH, L. D.D.S.; COHEN, G. D.D.S.; - Endodontics - American Association of Endodontists - Oral surg oral méd op, vol 19, fasc. 4, p. 515-530, 1965 .
24. ZANIN, F.; BRUGNERA JÚNIOR, A; Clareamento Dental com Luz-Laser. RGO - Editora Informação e Didática Ltda., 1ª ed., 2002 .
25. ZANIN, F.; BRUGNERA JÚNIOR, A; Clareamento Dental com Luz Laser. Livraria e editora Santos. 2ª edição, 2004.