

Revisiones Bibliográficas:

AUMENTO DE LA TEMPERATURA INTRACÁMARA PULPAR DURANTE EL BLANQUEAMIENTO CON SISTEMAS ACTIVADOS POR LUZ. REVISIÓN DE LA LITERATURA

Recibido para arbitraje: 03/03/2008

Aceptado para publicación: 15/12/2010

- **Eugenio Kegler Pangrazio** (autor para correspondencia) Mestrando en Dentística por la Facultad de Odontología de Bauru. Universidad de São Paulo. (FOB USP)
- **Paula Costa Pinheiro Sampaio** Mestrando en Dentística por la Facultad de Odontología de Bauru. Universidad de São Paulo. (FOB USP)
- **Eduardo Batista Franco**. Prof. Asociado. Dr. en Dentística de la FOB USP. Jefe del departamento de Dentística, Endodoncia y Materiales Dentários de la FOB USP.
- **Rafael Francisco Lia Mondelli**. Prof. Asociado. Dr. en Dentística de la FOB USP. Coordinador del curso de pos-graduación de la FOB USP.

Dirección para correspondencia:

Eugenio Kegler Pangrazio. Rua Antonio Garcia 8-65 apto 4. Vila Universitária - Bauru - SP
CEP 17012-050 - Brasil Teléfono: (00 51 14) 8116-3158
e-mail: eugeniogkeglerp@hotmail.com

RESUMEN

Son varias las fuentes de energía utilizadas para acelerar la descomposición del peróxido de hidrógeno durante el blanqueamiento realizado en el consultorio. Durante su aplicación, los sistemas de blanqueamiento dental que utilizan fuentes de energía, aumentan la temperatura de los tejidos dentarios. Existen evidencias de que el aumento de la temperatura intracámara pulpar puede causar daño a este tejido. Este trabajo tuvo por objetivo presentar a través de una revisión de la literatura los diferentes tipos de luz utilizados para blanqueamiento y el calentamiento intracámara pulpar generado por estos. El aumento de temperatura intracámara pulpar crítico es considerado de 5,5° C. En estudios in vitro varios son los sistemas y combinaciones de tiempo que llegan o pasan esta temperatura. Antes de la utilización de estos sistemas el odontólogo debe conocer los riesgos existentes y leer las instrucciones de los fabricantes.

PALABRAS CLAVES: Blanqueamiento dental, Sistema de blanqueamiento en consultorio, aumento de temperatura intracámara pulpar, gel blanqueador, peróxido de hidrógeno.

ABSTRACT

To accelerate the decomposition of hydrogen peroxide during the in-office bleaching process, various energy sources can be used. During the application of these energy systems, an increase of temperature in teeth tissue has been reported. The temperature rise in the pulp might be harmful to this tissue. The objective of this work was to present through a literature review the different lights for an in-office bleaching and the resultant intrapulpal temperature rise produced by these lights. The critical temperature rise in pulp chamber is considered to be 5.5° C. On in vitro studies there are many systems and time combinations that achieved or passed this critical limit. Before the use of any energy source for the in-office bleaching, the dentist should be concerned about the existing risk and must read the manufacturer's instructions.

KEY WORDS: Tooth bleaching, In office bleaching system, pulpal chamber temperature rise, bleaching

gel, hydrogen peroxide.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la apariencia estética es de gran importancia tanto en la convivencia social así como también en el ambiente de trabajo y para la salud psicológica de las personas. Los pacientes generalmente, desean, necesitan y exigen a los odontólogos procedimientos que le proporcionen la reducción o eliminación de cualquier tipo de alteración del color de la estructura dental. (1)

El blanqueamiento en consultorio no es un tratamiento nuevo, ya a comienzos del siglo 20 ésta técnica consistía en la colocación de aislamiento absoluto con goma dique, y la aplicación de peróxido de hidrogeno al 30% en las superficie de los dientes los cuales eran expuestos a la luz solar o a otra fuente de luz. (2)

Desde entonces los fabricantes han intentado reducir el tiempo del tratamiento catalizando o acelerando la descomposición del peróxido de hidrogeno para que un blanqueamiento más rápido y con mayor confort para el paciente pueda ser alcanzado. Estos métodos iban desde el calentamiento del peróxido de hidrogeno con un instrumento metálico caliente hasta la aplicación de diferentes tipos de lámparas y luces. (3)

Actualmente para el blanqueamiento de dientes en consultorio existen varios tipos diferentes de luces como luz halógena, arco de plasma, LEDs, Láser de diodo, lámpara de haluro de mercurio. (4) La mayoría de las luces emitidas por estas lámparas están dentro del espectro visible pero algunas también emiten luces en el espectro próximo al infrarrojo o ultravioleta. Algunas de estas son diseñadas exclusivamente para blanqueamiento mientras que otras pueden ser usadas también para polimerizar materiales restauradores.

Algunos clínicos han expresado su preocupación en cuanto a la utilización de fuentes de energía durante el blanqueamiento dental porque el calor generado por estas lámparas puede dañar el tejido pulpar y hasta llevarlo a la necrosis. 5 Zach y Cohen en un estudio realizado en macacos rhesus reportaron un daño pulpar irreversible en 15% de los casos cuando la temperatura aumentó 5,5°C y en 60% cuando la temperatura aumentó 11° C. (6)

El objetivo de este trabajo fue presentar a través de una revisión de la literatura los diferentes tipos de luces utilizados para el blanqueamiento en consultorio así como el calentamiento intracámara pulpar generado por estos, con el fin de informar al odontólogo los riesgos existentes.

El objetivo de este trabajo fue presentar a través de una revisión de la literatura los diferentes tipos de luces utilizados para el blanqueamiento en consultorio así como el calentamiento intracámara pulpar generado por estos, con el fin de informar al odontólogo los riesgos existentes.

REVISIÓN DE LA LITERATURA Y DISCUSIÓN

El blanqueamiento en consultorio activado por fuentes de luz se ha convertido en un tema polémico ya que existen controversias en la literatura en cuanto a su eficacia y ventajas comparadas con el blanqueamiento realizado sin estos aparatos. Varios estudios clínicos demuestran la eficacia del peróxido de hidrógeno activado por luz (7,8,9,10,11,12), no obstante los estudios tanto in vivo como in vitro que comparan el efecto de la luz con un grupo control sin luz es limitado, algunos autores han encontrado beneficios (13,14,15,16) mientras que otros no. (17,18)

Independientemente de las controversias existentes sabemos que hay varios tipos de fuentes luminosas que son comercializadas con este fin (Cuadro 1) y utilizadas por los odontólogos con la intención de

acelerar la descomposición del peróxido de hidrógeno. Esta reacción libera oxígeno nascente, molécula inestable responsable del blanqueamiento de los dientes. El efecto catalizador se da principalmente por el calor. Una porción de la energía liberada es absorbida por el gel blanqueador y transformada a calor acelerando así la reacción.

Cuadro 1
Fuentes de energía luminosas para blanqueamiento dental

Fuente de luz	Principal fuente de emisión de luz	Longitud de onda emitida (nm)	Potencia mW/cm ²
Lámpara QTH (halógena de cuarzo tungsteno) y derivados (ej: rellena con gas xenón)	Luz incandescente: calentamiento del filamento de tungsteno	380 – 520 (violeta – azul)	400 a 3000
Lámpara de arco de plasma y derivados (ej: con agregado de mercurio)	Luz luminiscente: emisión de luz por recombinación de electrones con átomos de xenón	380 – 580 (Aproximado al UV – violeta – azul – verde)	600 a 2000
Lámpara de haluro metálico	Luz luminiscente: emisión de luz por recombinación de electrones con átomos metálicos ionizados	350 – 400 UV - violeta	ª
LED (diodo de emisión de luz)	Luz luminiscente: paso de electrones por semiconductor de Indio-Galio-Nitrógeno	(430 – 490) Azul	200 a 2000
Láser de argon (pulso continuo)	-----	488 Azul	1100
Láser de argon (pulso continuo)	-----	514 Azul - verde	ª
Láser KTP	-----	534 Verde	3000
Láser He Ne	-----	632 Rojo	ª
Láser Nd: YAG	-----	1064 IR-A, NIR	ª
Láser de diodo	-----	810 – 830 – 980 IR-A, NIR	ª
Láser Er: YAG	-----	2940 IR-B, SWIR	ª
Láser CO ₂	-----	9400 – 10600 IR-C, LWIR	ª
Láser/LED (diodo de emisión de luz más laser de diodo)	Combinación de LED y Láser	LED: (430 – 490) azul Láser: (810 – 830 – 980) IR-A, NIR	LED: 3000 a 950 Láser: 40 a 120

Abreviaciones: IR: infrarrojo, IR-A: infrarrojo A (DIN, 700-1400 nm); IR-B: Infrarrojo B (1400-3000 nm), IR-C (3000-15,000 nm); NIR Aproximándose al infrarrojo (700-1400 nm); SWIR infrarrojo de ondas cortas (3000-8000 nm); LWIR infrarrojo de ondas largas (8000-15,000 nm).

ª No han sido encontrados datos sobre la intensidad de potencia de los laser al salir de las piezas de mano utilizadas para blanqueamiento que generalmente es bastante menor a la potencia original.

Fuente: Modificado de Buchalla W; Attin T. (35)

Las lámparas halógenas de cuarzo tungsteno y las de arco de plasma emiten una luz que abarca un amplio rango de longitudes de onda que va desde el ultravioleta (UV < 380 nm) pasando por todo el espectro visible (VIS = 380 - 750 nm) hasta el infrarrojo (IR > 750 nm), generalmente estas lámparas están equipadas con un filtro dejando pasar solo las longitudes de onda de 400 - 580 nm. Sin embargo estos filtros no son capaces de suprimir el 100% de los rayos UV e IR y una fracción de estos es emitida pudiendo causar mayor aumento de temperatura intracámara pulpar.(19)

Los sistemas basados en láser para blanqueamiento dental generalmente emplean una pieza de mano que expande los rayos para que este no sea aplicado en un solo punto logrando una superficie más amplia abarcando varios dientes y al mismo tiempo reduciendo el riesgo de daño a los tejidos. Otro factor a ser considerado para la eficacia y seguridad durante su aplicación es el modo de pulso. Sistemas láser a pulso pueden crear una alta densidad de fuerza en cortos periodos de tiempo (milisegundos o menos). El daño a los tejidos puede ser minimizado con la elección apropiada de la duración y repetición del pulso permitiendo un enfriamiento entre las aplicaciones. Los sistemas láser a pulso pueden ser usados sobre los tejidos de forma más segura cuando comparados con los sistemas continuos con la misma potencia. (20,21)

Los LED disponibles para blanqueamiento dental en su mayoría consisten en un conjunto de Leds uno al lado del otro. La luz emitida por estos aparatos es divergente y no coherente, presentando un espectro de emisión de banda estrecha (20 - 80 nm aproximadamente) como ejemplo podemos citar los leds azules que van de 450 a 490 nm comúnmente utilizados para blanqueamiento. (22) La ventaja con este sistema en cuanto al calentamiento es que no se extiende al espectro infrarrojo o al ultravioleta como el arco de plasma y luz halógena es por ello que no necesitan filtros. No obstante el calentamiento intracámara pulpar producido por este sistema no puede ser excluido en especial cuando utilizado con una alta potencia por periodos prolongados de tiempo.

En la literatura no son muchos los trabajos encontrados que miden la elevación de temperatura en la cámara pulpar durante la aplicación de sistemas blanqueadores, de los encontrados todos son in vitro, (Cuadro 2) ya que es muy difícil si no imposible la realización de este trabajo in vivo. Mismo en dientes tratados endodónticamente las condiciones no serian las mismas, lo importante es simular al máximo las condiciones reales e interpretar correctamente los resultados.

Cuadro 2
Estudios in vitro del calentamiento intra-cámara pulpar generado durante procedimientos de blanqueamiento con fuentes de energía.

Autor principal	Objeto del estudio	Agente blanqueador, metodología y técnica	Resultados, comentarios
Eldeniz (23)	Incisivos maxilares humanos	35% H ₂ O ₂ gel con colorante a) Halógena (450 mW/cm ² . 40 s.) b) Halógena (850 mW/cm ² . 30 s.) c) LED (380 mW/cm ² . 40 s.) d) Laser diodo (10 W/cm ² . 15 s)	Aumento de temperatura en cámara pulpar a) 6,3 ± 1,8 °C b) 7,8 ± 1,9 °C c) 6,0 ± 1,0 °C d) 11,7 ± 2,1 °C 1- Diodo láser tuvo un aumento significativamente mayor de temperatura. 2- No hubo diferencia significativa entre las otras lámparas
Luk (24)	Dientes humanos	35% H ₂ O ₂ gel con colorante, 10% peróxido de carbamida, gel placebo: 7 aplicaciones de 3 min (30 s de aplicación, 180 s de descanso) a) control b) Halógena (500-600 mW, 400-500 nm, 15 s.) c) Luz infrarroja (2.8-3.2 W, 2000-4000 nm. 30 s.) d) Láser argon (200 mW, 488 nm. 30 s.) e) Láser CO ₂ (600 mW, 10600 nm. 30 s.)	Aumento de temperatura en dentina pulpar 35% PH 10% PC placebo a) 0,1-0,3 °C 1,1 °C 0,2 °C b) 3,8-4,5 °C 5,5 °C 2,7 °C c) 9,3-21,6 °C 23,5 °C 18,5 °C d) 2,0-2,8 °C 3,2 °C 2,5 °C e) 8,9-9,7 °C 16,5 °C 14,5 °C 1- Luz infrarroja y láser CO ₂ resultaron en un aumento significativamente mayor de temperatura.
Suliman (25)	Incisivos humanos	35% H ₂ O ₂ gel con colorante a) Arco de plasma (1628 mW/cm ² . 380-530 nm. 1× 3 s.) b) Halógena (650 mW/cm ² . 380-530 nm. 1× 10 min.) c) Halógena (1000 mW/cm ² . 380-530 nm. 1× 30 s.) d) Láser diodo (3W, 830 nm, 1× 30 s.)	Aumento de temperatura en cámara pulpar a) 1,1-2,4 °C b) 1,7-3,2 °C c) 1,8-3,8 °C d) 10,6-16,0 °C 1- Laser diodo tuvo un aumento significativamente mayor de temperatura. 2- temperatura aumento dependiendo del tipo de incisivo.
Wetter (26)	Incisivos, premolares y molares humanos	35% H ₂ O ₂ gel con diferentes colorantes a) Láser diodo (0,9 o 2 W, 30 o 60 s.) b) Lámpara de arco de xenon (0,9 W, 60 s.)	Aumento de temperatura 1-Láser diodo: 8±0,5°C (0,9W) y 12±0,5°C (2W) 2- no existió diferencia entre laser y lampara a 0,9 W

Baik (19)	Incisivos maxilares humanos	35% H ₂ O ₂ gel con diferentes colorantes 1 aplicación de 930-1050 s con activación de luz a) Arco de plasma (2074 mW/cm ² , 360-530 nm, 7 × 10 s)	Aumento de temperatura en cámara pulpar a) 6,2 – 7,8 °C b) 5,5 – 6,2 °C c) 6,2 – 7,9 °C d) 5,0 – 5,9 °C
		b) Halógena (481 mW/cm ² , 380-510 nm, 4 × 20 s) c) Halógena (1192 mW/cm ² , 380-510 nm, 3 × 30 s) d) Láser argon (1103 mW/cm ² 488 nm, 7 × 10 s)	1- Lámpara halógena y arco de plasma llevaron a un aumento significativamente mayor de temperatura. 2- la temperatura aumentó más con colorantes frescos que con viejos.
Suliaman (27)	Incisivos humanos	35% H ₂ O ₂ gel con colorante a) Láser diodo (1 W, 830 nm, 1 × 30 s) b) Láser diodo (2 W, 830 nm, 1 × 30 s) c) Láser diodo (3 W, 830 nm, 1 × 30 s)	Aumento de temperatura en cámara pulpar Con gel sin gel a) 3,1-4,0 °C 4,3-6,7 °C b) 5,2-6,8 °C 7,3-10,5 °C c) 7,1-8,6 °C 10,6-15,9 °C 1- la presencia de gel blanqueador disminuyó el aumento de temperatura 2- A mayor potencia mayor aumento de temperatura
Yazici AR (28)	Incisivos centrales superiores humanos	35% H ₂ O ₂ a) Lámpara de haluro metálico (350-400 nm. 1 × 20 min)	Aumento de temperatura en cámara pulpar Con gel sin gel a) 1,11-0,53 °C 1,01-0,44 °C 1- No presentó un aumento significativo de temperatura

Analizando los resultados obtenidos con los diferentes tipos de lámparas podemos decir que las que causan mayor aumento de temperatura intracámara pulpar durante el blanqueamiento son la luz infrarroja (2.8-3.2 W, 2000-4000 nm. 30 s.), Láser diodo en potencia mayor a 2 W por 30 seg. o 10 W por 15 seg. y Láser CO₂ (600 mW. 10600 nm. 30 s.). Las que causan menor aumento de temperatura son las lámparas de haluro metálico (350-400 nm. 1 × 20 min.) y LED (380 mW/cm² × 40 s.). A pesar de estos resultados, debemos saber que además de los sistemas y protocolos clínicos citados existen otro gran número que todavía no fueron estudiados.

El gel blanqueador demostró disminuir el aumento de temperatura intracámara pulpar cuando este contenía colorantes (27), una explicación válida puede ser que estos geles disminuyen el pasaje de energía al tejido pulpar disminuyendo así el aumento de temperatura.(29) La capacidad de aislamiento del gel varía de acuerdo a la cantidad y tipo de pigmentos colorantes que contiene. (23) Por otro lado existe un trabajo (28) donde el gel blanqueador aumentó la temperatura intracámara pulpar, lastimosamente no relata si este contenía o no colorantes.

La temperatura crítica para la pulpa no está bien definida, pero ya hace varios años se sabe que un aumento de temperatura causa alteraciones patológicas en el tejido pulpar. 30 Un estudio clásico es el realizado por Zach y Cohen (31) en Macacos Rhesus donde observaron daño pulpar irreversible cuando una determinada temperatura externa era aplicada sobre dientes sanos. Un aumento de temperatura intracámara pulpar de 5,5 °C generó necrosis en 15% de los casos, de 11 °C en 60% de los casos y de

16 °C en 100% de los casos. Ericsson et al (32) determinaron que una temperatura de 42° C es crítica cuando mantenida por 1 min. A pesar de la existencia de autores que sugieren que esta temperatura debería ser mayor (33,34) hoy en día 5,5 °C es considerado el aumento de temperatura el cual no debe ser excedido para evitar daños irreversibles a la pulpa.

CONCLUSIONES

El aumento de temperatura intracámara pulpar es nocivo para este tejido y puede causar daños irreversibles. Durante el blanqueamiento de dientes con fuentes de energía existe un aumento de temperatura, este aumento depende de varios factores como tipo de luz, potencia, distancia entre la fuente y el diente, tiempo de aplicación y tipo de gel utilizado. Antes de la utilización de estos sistemas el odontólogo debe conocer los riesgos existentes y leer las instrucciones del fabricante.

BIBLIOGRAFÍA

1. Mondelli RFL; et al. Odontología estética: fundamentos e aplicaciones clínicas: micro abrasión del esmalte. Sao Paulo: Ed Santos; 2001.
2. Fisher G. The bleaching of discolored teeth with H₂O₂. Dent Cosmos 1910: 246 - 247.
3. Goldstein RE; Garber DA. Complete Dental Bleaching. Chicago: Quintessence, 1995
4. Clinical Research Associates. New generation in-office vital tooth bleaching. Part 2. CRA Newsletter 2003; 27: 1-2.
5. Tjan A H L, Dunn J R. Temperature rise produced by various light generators through dentinal barriers. J Prosthet Dent 1988; 59: 433-438.
6. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg, Oral Med, Oral Path 1965; 19: 515-530.
7. Greenwall L. Bleaching techniques in restorative dentistry-an illustrated guide. London: Martin Dunitz Ltd.; 2001.
8. Smigel I. Laser tooth whitening. Dentistry Today 1996:32-6.
9. Lu AC, Margiotta A, Nathoo SA. In-office tooth whitening: current procedures. Compendium of Continuing Education in Dentistry 2001;22: 798-805.
10. Hanosh FN, Hanosh GS. Vital bleaching: a new lightactivated hydrogen peroxide system. Journal of Esthetic Dentistry 1992;4:90-5.
11. Nakamura T, Saito O, Ko T, Maruyama T. The effects of polishing and bleaching on the colour of discoloured teeth in vivo. Journal of Oral Rehabilitation 2001;28:1080-4.
12. Nash RW. In-office bleaching system for quick esthetic change. Compendium of Continuing Education in Dentistry 1999;20:986-90.
13. Luk K, Tam L, Hubert M. Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. Journal of the

- American Dental Association 2004;135:194-201.
14. Sulieman M, MacDonald E, Rees JS, Addy M. Comparison of three in-office bleaching systems based on 35% hydrogen peroxide with different light activators. *American Journal of Dental Research* 2005;18:194-6.
 15. Wetter NU, Barroso MC, Pelino JEP. Dental bleaching efficacy with diode laser and LED irradiation: an in vitro study. *Lasers in Surgery and Medicine* 2004;35:254-8.
 16. Tavares M, Stultz J, Newman M, Smith V, Kent R, Carpino E, et al. Light augments tooth whitening with peroxide. *Journal of the American Dental Association* 2003;134:167-75.
 17. Hein DK, Ploeger BJ, Hartup JK, Wagstaff RS, Palmer TM, Hansen LD. In-office vital tooth bleaching-what do they add? *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 2003;24:340-52.
 18. Papathanasiou A, Kastali S, Perry RD, Kugel G. Clinical evaluation of a 35% hydrogen peroxide in-office whitening system. *Compend Contin Educ Dent* 2002;23:334-5.
 19. Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR. Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *J Esthet Restor Dent* 2001;13:370-8
 20. Miserendino LJ, Neiburger EJ, Walia H, Luebke N, Brantley W. Thermal effects of continuous wave CO2 laser exposure on human teeth: an in vitro study. *J Endod* 1989;15:302-5.
 21. Miserendino LJ, Abt E, Wigdor H, Miserendino CA. Evaluation of thermal cooling mechanisms for laser application to teeth. *Lasers Surg Med* 1993;13:83-8.
 22. Franco EB, Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. *Maxi Odonto*. 2003; 1; 2.
 23. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;72:254-9
 24. Luk K, Tam L, Hubert M. Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *J Am Dent Assoc* 2004;135:194-201.
 25. Sulieman M, Addy M, Rees JS. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. *Br Dent J* 2005;199:37-40.
 26. Wetter NU, Walverde D, Kato IT, Eduardo CP. Bleaching efficacy of whitening agents activated by xenon lamp and 960-nm diode radiation. *Photomed Laser Surg* 2004;22:489-93.
 27. Sulieman M, Addy M, Rees JS. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. *Br Dent J* 2006;200:631-634.
 28. Yazici AR, Khanbodaghi A, Kugel G. Effects of an In-office Bleaching System (ZOOM™) on Pulp Chamber Temperature In Vitro. *J Contemp Dent Pract* 2007 May; (8)4:019-026.
 29. Gaspar JA. Avaliação do efeito de corantes especiais e peróxido de hidrogênio irradiados por laser de argônio e laser de diodo no clareamento dental in vitro (dissertação de mestrado). São Paulo. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/ Faculdade de Odontologia da Universidade de São

Paulo; 2003.

30. Nyborg H, Brannstrom M. Pulp reaction to heat. J Prosthet Dent 1968;19:605-12.
31. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965;19:515-30.
32. Erikson, A. et al. Thermal injury to bone. A vital microscopic description of geat effects. Int. J. Oral Surg. , 1982; 11;115-121.
33. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. J Oral Rehabil 1997;24:791-801.
34. Lloyd C H, Joshi A, McGlynn E. Temperature rise produced by light sources and composites during curing. Dent Mats 1986; 2: 170-174.
35. Buchalla W, Attin T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser-A systematic review. Dent Mats 2007; 23: 586-596