



Introdução

Na prática clínica diária existem diversos procedimentos que expõem os dentes a elevações de temperatura que, se transmitidas à câmara pulpar e atingirem determinados valores considerados críticos, podem induzir danos biológicos. Os aparelhos fotopolimerizadores de diodos emissores de luz de alta intensidade apresentam-se como um dos principais equipamentos capazes de induzirem um aumento da temperatura. Dada a atual tendência para o aumento da densidade de potência destes aparelhos, as temperaturas atingidas pelos mesmos devem ser analisadas a fim de se aferir a sua segurança.

Materiais e métodos

Foram testados quatro aparelhos de LED, Bluephase 20i® (Ivoclar Vivadent), Demi Ultra® (Kerr), SPEC 3® (Coltène Whaledent) e Valo® (Ultradent) e 13 modos de fotopolimerização (tabela 1).

Aparelhos Fotopolimerizadores	Modo	Densidade de Potência (mW/cm²)	Tempo x número de emissões	Densidade de Energia (mJ/cm²)
Bluephase 20i	High Power	1200	20x4 (30 seconds interval)	96000
	Turbo 1	2000	5x4 (30 seconds interval)	40000
	Turbo 2	2000	10s	20000
Demi Ultra	PLS	*	20x4 (30 seconds interval)	*
	Standard	1250	20x4 (30 seconds interval)	100000
SPEC 3	Standard	1600	15x4 (30 seconds interval)	96000
	3K	2000	3x4 (30 seconds interval)	24000
	Ortho	3000	6s	18000
Valo	Standard	1000	20x4 (30 seconds interval)	80000
	High Power 1	1400	4x4 (30 seconds interval)	22400
	Xtra Power 1	3000-4500	3x4 (30 seconds interval)	45000
	High Power 2	1400	12s	16800
	Xtra Power 2	3000-4500	6s	13500

Tabela 1: Aparelhos e modos de fotopolimerização definidos para o estudo. * Densidade de Energia não calculada devido à falta de valor concreto de Densidade de Potência.

Medição da Temperatura à Superfície

Para registar a temperatura máxima atingida na superfície da ponta dos fotopolimerizadores, a temperatura emitida foi diretamente medida encostando o sensor de FBG na superfície da ponta (figura 1).

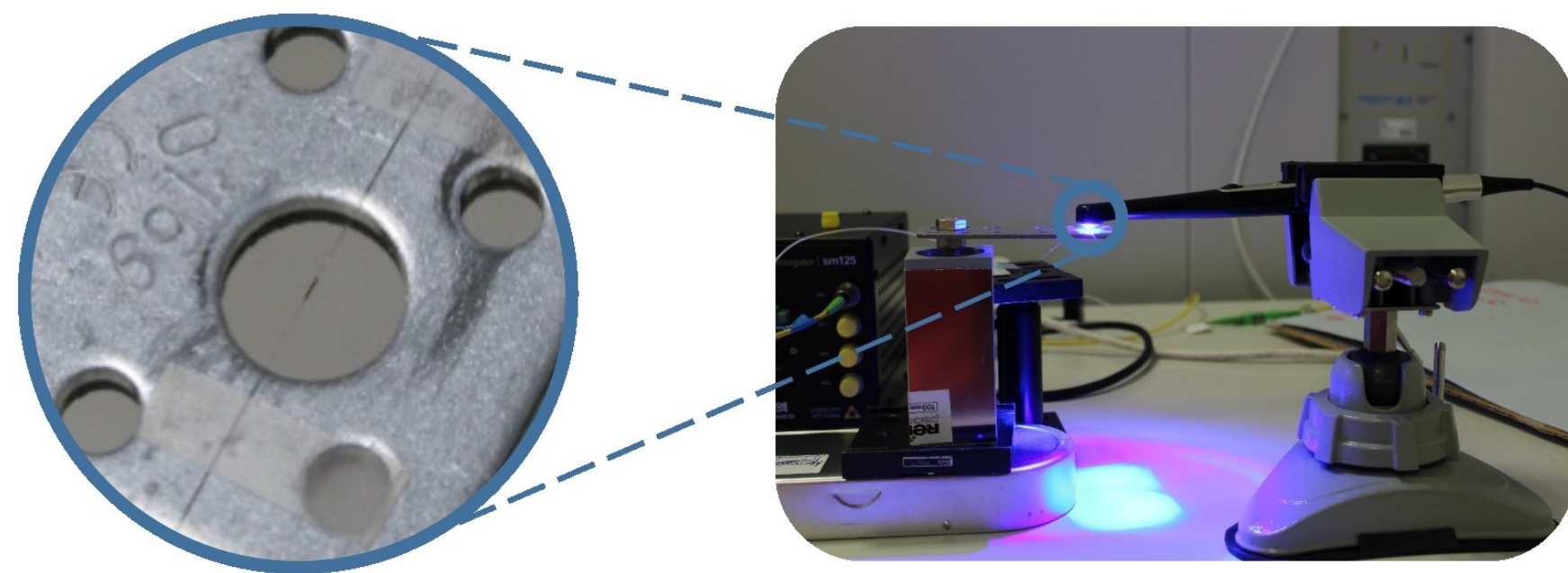


Figura 1: Medição da variação de temperatura na superfície da ponta do fotopolimerizador.

Medição da temperatura Intra-pulpar

Três pré-molares superiores íntegros foram extraídos no seguimento de tratamentos ortodônticos, imediatamente conservados em soro fisiológico a 37°C, realizando-se de seguida um pequeno orifício circular na face palatina ao nível da JAC com acesso à câmara pulpar. Depois de confirmada a posição (figura 2), uma fibra contendo o sensor de Bragg foi introduzida no centro da câmara pulpar.

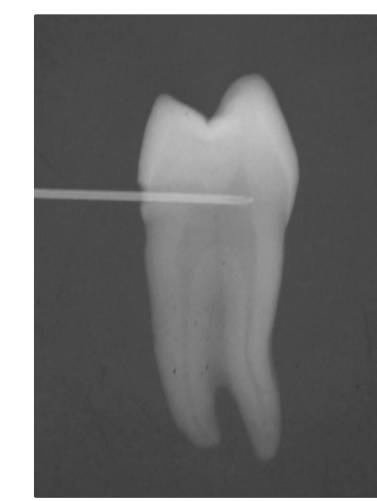
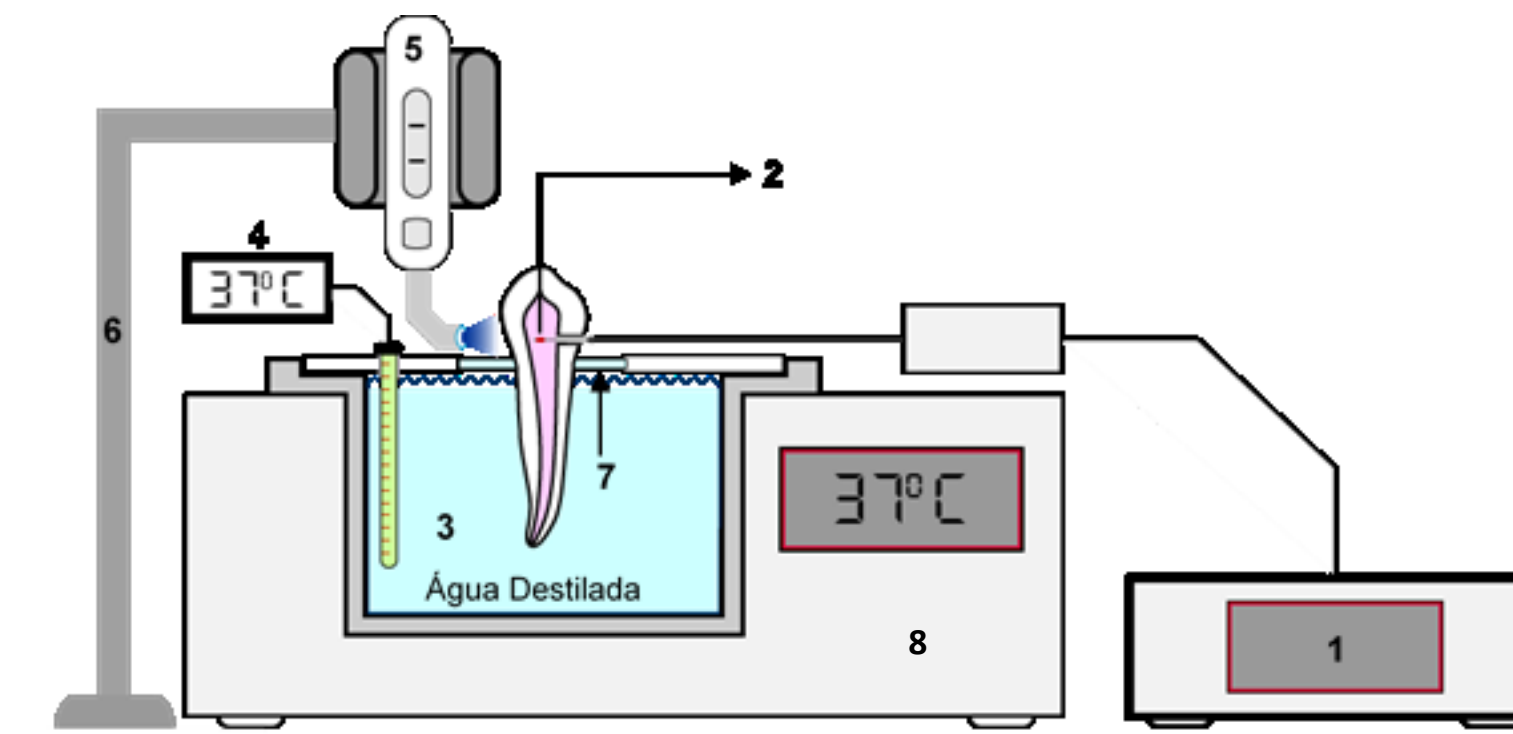


Figura 2: Confirmação radiográfica da posição da agulha para colocação intra-pulpar da fibra com o sensor de FBG.

Os dentes foram fixados num suporte com as raízes imersas em água destilada a 37°C. As pontas dos fotopolimerizadores foram posicionadas e fixadas junto à face vestibular das coroas dos dentes (figura 3), procedendo-se à ativação dos aparelhos nos diferentes modos definidos.



- 1 - Interrogador
- 2 - Sensor de Bragg
- 3 - Água destilada a 37°C
- 4 - Termómetro digital para dupla monitorização
- 5 - Aparelho fotopolimerizador
- 6 - Suporte do aparelho fotopolimerizador
- 7 - suporte de acrílico
- 8 - Cuba termostática digital

Figura 3: Esquema representativo do modelo experimental utilizado no estudo.

Foi realizada a análise estatística recorrendo ao programa estatístico IBM® SPSS® Statistics, v20 e foram utilizados os testes de Kruskal Wallis, Mann-Whitney, Friedman e ANOVA mista para a comparação dos grupos ($\alpha=0.05$). Para estabelecer uma associação entre a densidade de energia e a variação de temperatura recorreu-se à Correlação de Pearson.

Resultados

Aparelho fotopolimerizador	Modo de fotopolimerização	Variação da temperatura à superfície (°C)			
		1º Pico	2º Pico	3º Pico	4º Pico
Bluephase 20i	High Power	5.24	3.30	4.79	4.68
	Turbo 1	10.59	10.47	10.35	10.66
	Turbo 2	11.07	-	-	-
Demi Ultra	PLS	21.03	23.16	24.66	25.10
	Standard	14.02	17.75	15.51	17.43
SPEC 3	3K	*	*	*	*
	Ortho	19.66	-	-	-
Valo	Standard	12.59	14.63	15.29	16.18
	High Power 1	16.35	17.44	17.66	18.09
	High Power 2	17.89	-	-	-
	Xtra Power 1	*	*	*	*
	Xtra Power 2	6.61	-	-	-

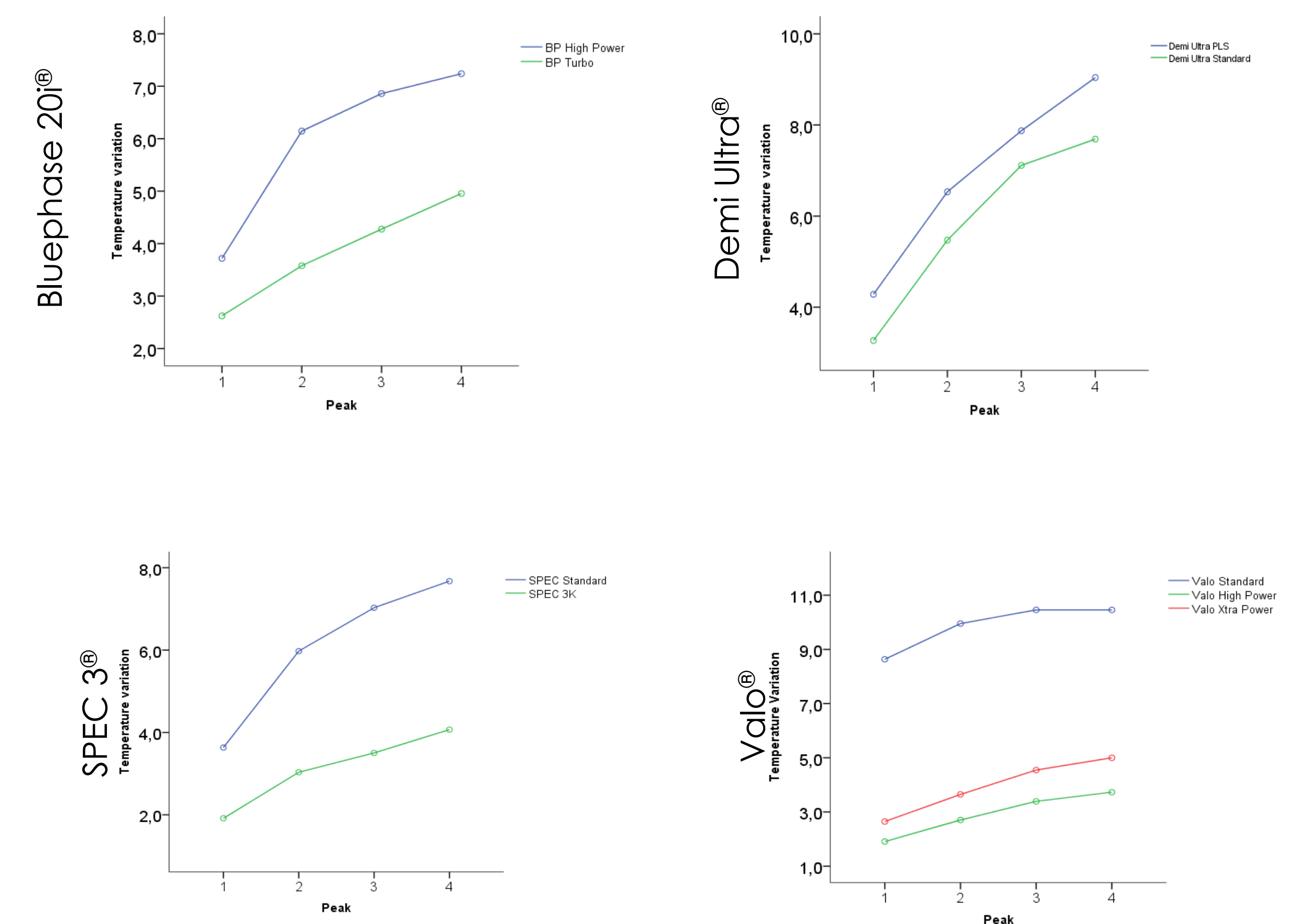
Tabela 2 – Variação da temperatura na superfície das pontas de fotopolimerização.

* Limitações técnicas de medição.
- Modos de fotopolimerização com apenas um período de emissão de luz.

Aparelho Fotopolimerizador	Modo de Fotopolimerização	Variação da temperatura intra-pulpar (°C) (Média ± desvio padrão)			
		1º Pico	2º Pico	3º Pico	4º Pico
Bluephase 20i	High Power	3.72±1.16	6.15±0.42	6.86±1.42	7.24±1.53
	Turbo 1	2.42±0.43	3.58±0.54	4.28±0.91	4.96±0.84
	Turbo 2	4.23±1.17	-	-	-
Demi Ultra	PLS	4.28±1.34	6.53±2.12	7.87±2.36	9.04±3.05
	Standard	3.27±1.23	5.47±1.5	7.11±1.51	7.69±2.23
SPEC 3	Standard	3.63±0.95	5.97±1.3	7.29±1.59	7.67±2.13
	3K	1.92±0.03	3.03±0.49	3.5±0.9	4.06±1.55
	Ortho	5.71±1.33	-	-	-
Valo	Standard	8.63±1.94	9.95±1.9	10.13±1.64	10.46±2.51
	High Power 1	1.9±0.79	2.7±0.88	3.39±1.07	3.73±1.39
	High Power 2	5.35±1.63	-	-	-
	Xtra Power 1	2.65±1.4	3.65±1.34	4.55±1.42	4.99±1.56
	Xtra Power 2	4.29±1.55	-	-	-

Tabela 3 – Estatística descritiva da variação da temperatura intra-pulpar.

Comparação entre modos de fotopolimerização com 4 emissões de luz



Os maiores valores de temperatura à superfície foram registados no modo PLS do aparelho Demi Ultra®. Vários modos de fotopolimerização induziram um aumento significativo da temperatura pulpar acima dos 5.5°C.

Os maiores e menores valores de temperatura intra-pulpar foram registados no modo Standard e High Power 1 do aparelho Valo®, respetivamente.

Não foram encontradas diferenças significativas no aumento da temperatura pulpar entre modos de polimerização com emissões de densidades de energia similares.

Há uma forte correlação positiva estatisticamente significativa entre a Densidade de Energia e o aumento de temperatura intra-pulpar ($R=0.658$; $p=0.01$).

Em função dos resultados descritos, a hipótese nula foi rejeitada.

Conclusão

Os resultados obtidos indicam que há um efeito cumulativo das emissões de luz no aumento da temperatura intra-pulpar que, embora nem sempre estatisticamente significativo, deve ser considerado de um ponto de vista clínico. Através da correlação de Pearson concluiu-se também que os modos de fotopolimerização com emissão de densidades de energia mais elevadas induzem um maior aumento da temperatura intra-pulpar. Nas condições do presente estudo, as redes de Bragg gravadas em fibra ótica aparentam ser um método capaz para a medição da temperatura intra-pulpar.

Bibliografia

1. Otti P, Lauer HC. Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs. The Journal of prosthetic dentistry. 1998;80(1):2. Uhl A, Volpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. Journal of dentistry. 2006;34(4):298-306. 3. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayaloglu M, Uzel I. Temperature Rise During Orthodontic Bonding With various curing lights - an in vitro study. Angle Orthodontist. 2006;76(2):4. Rizolu I, Kohanghadost F, Kimmel A, Everale L. Pulpal thermal response to an erbium:chromium:YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1998;86(2):5. Buchalla W, Attin T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser - a systematic review. Dental materials. 2007;23(5):586-96. 6. Chodera G, Gattasidi G, Millar BJ. Temperature change in pulp cavity in vitro during the polymerization of provisional resins. Dental Materials. 2009;25(3):321-37. Legrince J, Devaux J, Muller T, Yvren J, Lohaus G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. Operative dentistry. 2010;35(2):220-30. 8. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. Biomaterials. 2003;24(10):1809-20. 9. Hanning M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. Dental Materials 1999;15: 275-81. 10. Yazici AR, Murfu A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. Operative dentistry. 2006;31(2):261-5. 11. Stewardson DA, Shortall AC, Harrington E, Lumley PJ. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. Journal of dentistry. 2004;32(8):643-51. 12. Park SH, Roulet JF, Heinze SD. Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pupal flow rates. Operative dentistry. 2010;35(3):353-61. 13. Kodonas K, Gogos C, Triafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. International endodontic journal. 2009;42(3):247-52. 14. Jakubinská MB, O'Neill C, Felix C, Price RB, White MA. Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. Dental Materials. 2008;24(11):1468-76. 15. Huang T, Hung C, Tsai C. Reducing, by Pulse Width Modulation, the Curing Temperature of a Prototype High-power LED Light Curing Unit. Dental Materials Journal 2006;25 (2) :309-15. 16. Lin M, Xu F, Lu J, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth - experimental characterization and mathematical modeling. Dental Materials. 2010;26(6):501-13. 17. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. Journal of oral rehabilitation. 1997;24(11):791-801. 18. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics. 1965;19:515-30. 19. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. Dental Materials. 2004;20(1):80-7. 20. Panas A, Zmuda S, Terpilowski J, Preiskorn M. Investigation of the thermal diffusivity of human tooth hard tissue. Int J Thermophys. 2003;24:837-48. 21. Chang YJ, Yen CT, Wu YS, Cheng HC. Using a fiber loop and fiber bragg grating as a fiber optic sensor to simultaneously measure temperature and displacement. Sensors. 2013;13(5):6542-51. 22. Kou JL, Ding M, Feng J, Lu YQ, Xu F, Brambilla G. Microfiber-based Bragg gratings for sensing applications: a review. Sensors. 2012;12(7):8861-76. 23. Carvalho L, Alberto N, Gomes PS, Nogueira RN, Pinto JL, MH F. In the trail of a new bio-sensor for measuring strain in bone: osteoblastic biocompatibility. Biosens Bioelectron 2011;26 (10):4046-52.