proLékaře.cz | 20.11.2026

Kam směřuje vývoj polymeračních lamp?

Bradna P.[1], Comba L.[1], Froněk J.[2], Houšová D.[1]

[1]Výzkumný ústav stomatologický 1. LF UK a VFN, Praha
[2]1. LF UK, obor Zdravotnická technika a informatika, Praha

Věnováno doc. MUDr. Jiřímu Bittnerovi, CSc., k jeho významnému životnímu jubileu.

SOUHRN

Polymerační lampy a světlem tuhnoucí materiály procházejí v poslední době rychlým vývojem, který znesnadňuje výběr lampy zaručující optimální polymeraci daného materiálu. V článku jsou shrnuty rozhodující vlastnosti polymeračních lamp potřebné pro spolehlivou polymeraci světlem tuhnoucích kompozitních materiálů, skloinomerních cementů a adhezivních systémů s různými typy fotoiniciátorů. Na příkladu polymerace dvou typických kompozitních materiálů s odlišnými fotoiniciačními systémy halogenovou lampou a LED lampami s úzkým a širokým emisním pásem je dokumentován vliv šířky emisního pásu na rozsah polymerace kompozitního materiálu. Výsledky získané měřením povrchové tvrdosti metodou dle Knoopa ukazují, že účinnosti a univerzálnosti halogenových lamp dosahují pouze LED lampy vybavené více typy diod, které emitují modré světlo v širokém rozsahu vlnových délek.

Klíčová slova: polymerační lampy - fotoiniciátory - kompozitní materiály - tvrdost

SUMMARY

Bradna P., Comba L., Froněk J., Houšová D.:
What are Future Curing Lights Technology Trends?

Over the recent years, dental curing lights as well as light-cured materials have been undergoing rapid development, which makes choosing a curing light guaranteeing the optimal polymerization degree difficult. The paper summarizes critical characteristics of curing lights necessary for reliable polymerization of light-cured composite materials, glass-ionomer cements and adhesive systems with different types of photoinitiators. The effect of emission-spectrum width on the polymerization degree of composite material is documented with polymerization of two typical composite materials with different photoinitiators and light-cured using quartz-tungsten-halogen lamp and LED lights with narrow and wide emission band. Values of surface Knoop hardness numbers revealed that among currently available curing lights, in particular LED with two or more types of diodes emitting broad-range blue light achieve the versatility and efficiency of halogen lights, currently the gold standard in light curing.

Key words: dental curing lights - photoinitiators - composite materials - hardness

Čes. Stomat., roč. 110, 2010, č. 3, s. 61–68

ÚVOD

Od zavedení prvních kompozitních materiálů polymerovatelných viditelným světlem jsou polymerační lampy nedílnou součástí vybavení stomatologických ordinací. V jistém smyslu je na ně nahlíženo jako na komoditu, o jejímž výběru rozhodují takové parametry jako je ergonomie, hmotnost, bezdrátové napájení, tichý chod, estetický vzhled či cena. Technické hledisko, to znamená, zda polymerační lampa umožní optimální a spolehlivou polymeraci různých typů a značek světlem polymerovaných kompozitních materiálů, adhezivních systémů či světlem tuhnoucích skloionomerních cementů, se v množství nabídek lamp, principů jejich funkce, konstrukcí, výkonů a tlaku marketingových informací ztrácí. Je tento přístup správný? Vždyť je dobře známo, že nedokonalá polymerace zhoršuje mechanické vlastnosti kompozitních materiálů, zejména jejich odolnost proti

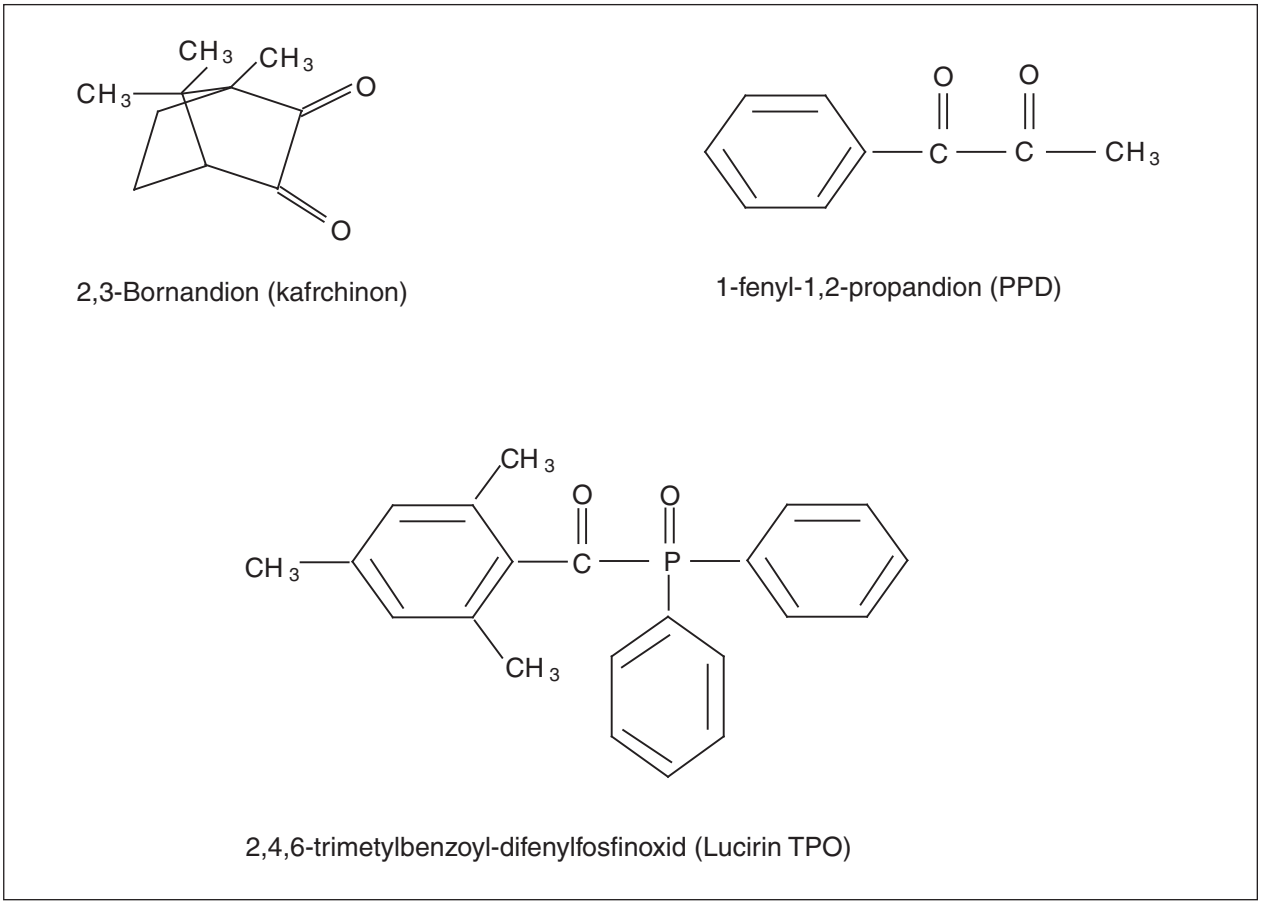
proLékaře.cz | 20.11.2026

abrazi [11], odolnost proti vzniku fraktur [10], ale ovlivňuje i barevnou stabilitu kompozitu [20]. Opomenout nelze ani zátěž organismu látkami vyluhovatelnými z nedokonale zpolymerovaného materiálu[13, 21, 22] a jejich dlouhodobý vliv na lidský organismus.

Jaké parametry polymeračních lamp jsou důležité z pohledu jejich vlivu na vlastnosti světlem polymerovaných materiálů? Při hledání odpovědi na tuto otázku se podívejme nejprve na legislativní požadavky kladené na polymerační lampy a poté na charakteristiky fotoiniciátorů, které jsou ve světlem polymerovaných materiálech používané a jak těmto fotoiniciátorům jednotlivé typy lamp vyhovují.

LEGISLATIVNÍ POŽADAVKY NA POLYMERAČNÍ LAMPY

Jelikož polymerační lampy mohou významným způsobem ovlivnit kvalitu vytvrzeného materiálu, který je v kontaktu s lidským organismem, jsou zařazeny mezi zdravotnické prostředky I. třídy. Některé jejich vlastnosti definují mezinárodní normy ISO [1, 2]. Mezi nejdůležitější patří požadavek na emisi modrého světla v širokém rozsahu 400-515 nm, kde leží maximum absorpce většiny fotoiniciačních systémů používaných ve světlem tuhnoucích dentálních materiálech. Mimo tuto oblast je emise lamp omezena: krátkovlnné UV záření rozsahu 190-385 nm, které je škodlivé pro měkké tkáně, je limitováno světelným výkonem nejvýše 200 mW/cm^2. Podobně i emise záření s vlnovou délkou nad 515 nm, tedy zahrnující tepelné záření, které by mohlo poškodit pulpu, je omezeno výkonem 100 mW/cm^2. Pokud se jedná o světelný výkon lamp, je v těchto normách požadováno, aby byl větší než hodnota deklarovaná výrobcem. Velmi důležitým parametrem, kterému není v těchto normách věnována větší pozornost, je bližší specifikace šířky emisního pásu světla emitovaného polymerační lampou. Tedy, zda emitované modré světlo plně, anebo jen zčásti, pokrývá interval 400-515 nm a ve které části tohoto intervalu se nalézá. Světlo emitované lampou musí totiž co nejvíce odpovídat absorpčnímu spektru fotoiniciátoru použitého v daném materiálu. Jinými slovy, emisní spektrum lampy musí být „naladěno“ na absorpční spektrum fotoiniciátoru. A tady může být ukryto pověstné „čertovo kopýtko“.



Obr. 1. Strukturní vzorce nejčastěji používaných fotoiniciátorů.

proLékaře.cz | 20.11.2026

TYPY FOTOINICIÁTORŮ SVĚTLEM POLYMEROVATELNÝCH MATERIÁLŮ

Ozářením světlem polymerovatelných materiálů se startuje polymerační reakce, v jejímž důsledku daný materiál získá odolnost vůči působení mechanické zátěže a odolnost chemickým vlivům působícím v ústní dutině. Prvním krokem polymerace je aktivace molekul světlocitlivých látek – fotoiniciátorů. Fotoiniciátory po absorpci světelného záření produkují radikály – velmi reaktivní molekuly s nepárovým elektronem, které se adují na molekuly monomerů a zahajují polymeraci kompozitních materiálů, adheziv či světlem tuhnoucích skloionomerních cementů. Nejběžněji používaným fotoiniciátorem je systém tvořený směsí kafrchinonu a terciálního aminu s maximem absorpce okolo 470 nm [9]. Systém funguje tak, že absorpcí světelného kvanta je kafrchinon na dobu několika milisekund aktivován do silně reaktivního stavu, kdy je schopen odtrhnout jeden elektron z molekuly aminu za vzniku dvou radikálů: kafrchinonového a aminového. Aminový radikál je podstatně reaktivnější a zahajuje vlastní polymeraci [12]. Kafrchinonový fotoiniciační systém má několik nevýhod:

1. kafrchinon je intenzivně žlutý, což vede k zabarvení kompozitu obzvláště světlých a bleach odstínů, a to i v používaných nízkých koncentracích kolem 0,03-0,1 % [4, 24],
2. kafrchinon se působením světla rozkládá, což může vést ke změně zabarvení kompozitních materiálů, tzv. fotobleaching [7, 8, 20],
3. u self-etching adheziv, obsahujících směs kyselých monomerů a fotoiniciátorů, se může reakcí zásaditého aminu s kyselými složkami snižovat aktivita iniciačního systému [14]. U těchto adheziv nezřídka dochází i k separaci hydrofobních monomerů ve formě mikrokapiček obsahujících většinu kafrchinonu[27]. Výsledkem může být nejenom nedokonalá polymerace vrstvy adheziva jako celku, ale i první vrstvy kompozitního materiálu [25].

Tyto nevýhody kafrchinonového systému vedou výrobce světlem tuhnoucích materiálů k použití jiných typů fotoiniciátorů, mezi něž se řadí 1-fenyl-1,2-propandion (dále PPD) [16] a skupina acylfosfinoxidů, např. Lucirin TPO [23] (obr. 1). Tyto fotoiniciátory jsou většinou bezbarvé, v případě PPD a acylfosfinoxidů nevyžadují přítomnost aminu a deriváty acylfosfinoxidů lze použít i ve vodném prostředí self-etching adheziv. Z hlediska jejich kompatibility s polymeračními lampami je jejich nevýhodou posun absorpčního pásu ke kratším vlnovým délkám světla s maximem 410 nm u PPD a cca 390 nm u monoacylfosfinoxidu.

TYPY POLYMERAČNÍCH LAMP

V současné době existují čtyři základní typy polymeračních lamp: halogenové, diodové (Light Emitting Diode, dále LED), plazmové a laserové, které všechny emitují modré světlo, avšak různé vlnové délky a šířky. Pokud emisní spektra, nebo též emisní pásy těchto lamp a absorpční pásy fotoiniciátorů v použitých světlem polymerujících materiálech se zcela nepřekrývají (obr. 2), fotony emitované lampou nezasáhnou dostatečný počet molekul fotoiniciátoru a neaktivují je. Výsledkem je nedokonalá polymerace se všemi již zmíněnými vážnými důsledky. Podívejme se proto na tyto typy lamp z hlediska jejich principu, šířky emitovaného světla a dalších vlastností.

1. Halogenové polymerační lampy

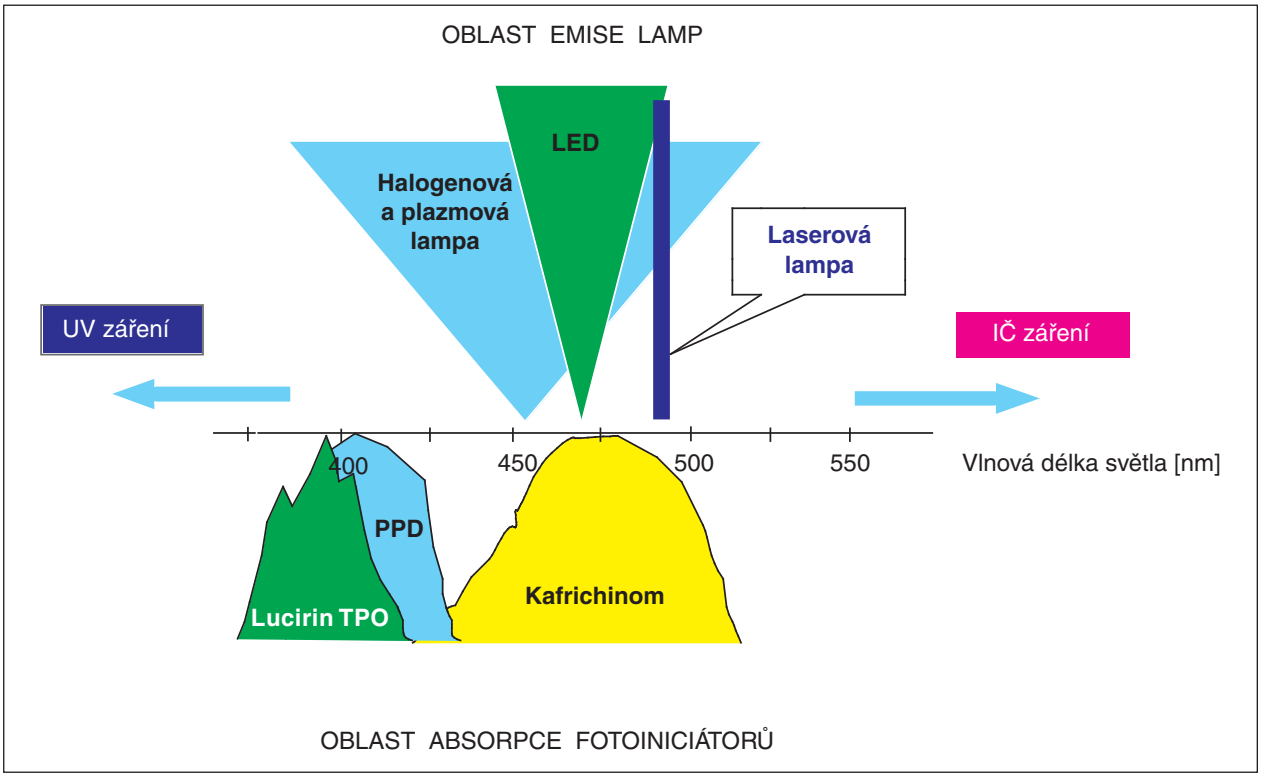
(**Q**uartz **T**ungsten **H**alogen, **QTH** lamps)

Tyto lampy byly vyvinuty pro světlem polymerované materiály s kafrchinonovým fotoiniciačním systémem, kdy běžným a cenově dostupným zdrojem světla o vyšším světelném výkonu byla halogenová žárovka. Její konstrukce je dobře známá. Průchodem elektrického proudu tenkým wolframovým vláknem, umístěným v křemenné baňce naplněné směsí inertního plynu, např. dusíku a halogenů, nejčastěji jodu, nebo bromu, dochází k jeho rozžhavení na teplotu blížící se až ke 3000 °C a emisi bílého světla. Přijatelná životnost těchto žárovek je dosažena díky sloučeninám halogenů, které zabraňují tmavnutí žárovky usazováním rozprášeného wolframu vlákna na stěnách žárovky a vrací jej zpět na vlákno. Halogenové žárovky pracují při vyšší teplotě vlákna něž běžné žárovky, čímž je dosaženo vyšší účinnosti přeměny elektrické energie na světelnou. Cenou je však vyšší podíl UV a infračerveného záření, které je nutné u polymeračních lamp odstranit speciálními filtry. Hlavní výhodou halogenových lamp je především široký emisní pás v rozsahu 380-550 nm, pokrývající absorpční pásy všech běžně užívaných iniciátorů. Z bílého světla se však musí získat odfiltrováním modrými filtry. Největším nedostatkem těchto lamp je nízká účinnost přeměny elektrické energie na světelnou, neboť většina elektrické energie se přemění na teplo a jen malá část, přibližně 1 %, na světlo. Další ztráty světelného výkonu vznikají v halogenových polymeračních lampách ve světelných filtrech. I když teplo generované halogenovou žárovkou je odváděno chlazením, vysoká teplota vlákna životnost halogenové žárovky snižuje. V literatuře se uvádí, že její životnost dosahuje méně než 100 hodin [19].

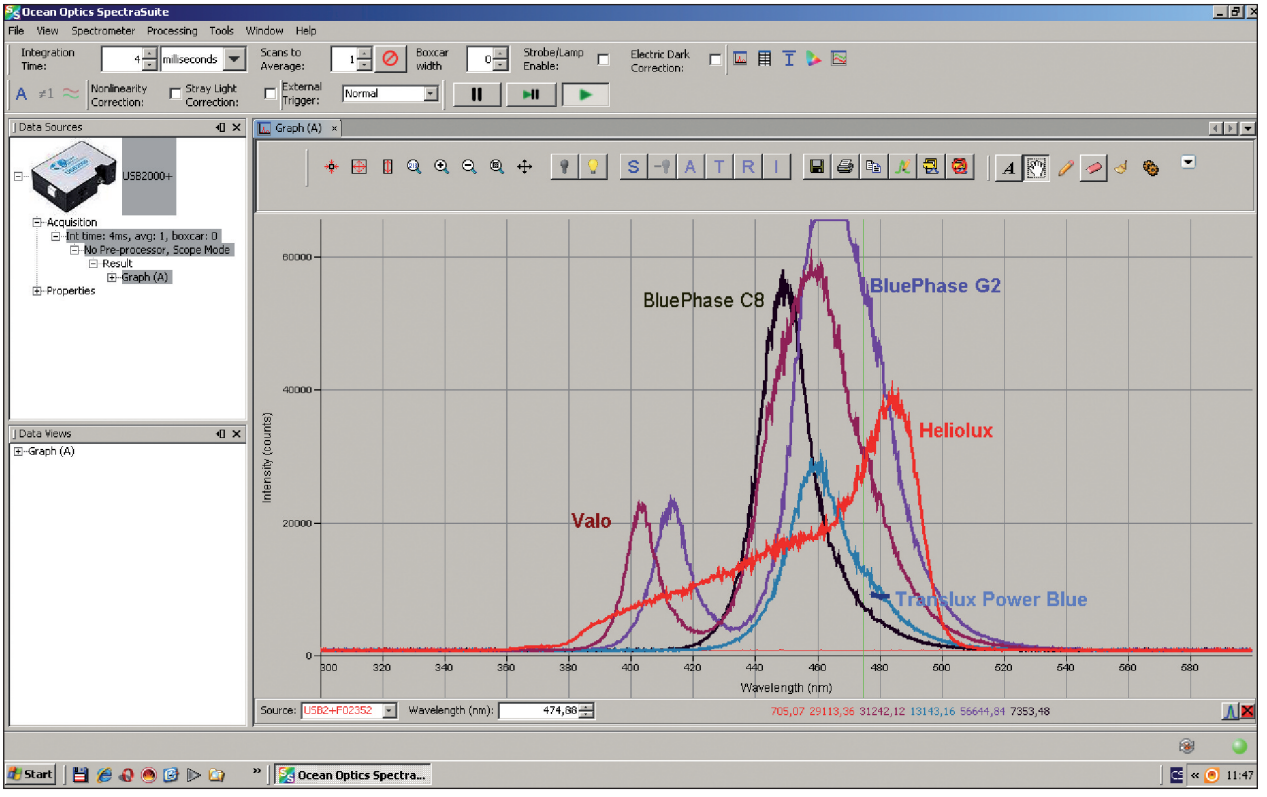
2. Plazmové lampy

První plazmové lampy se objevily v době, kdy světelný výkon halogenových lamp byl nízký a byly hledány jiné zdroje světla o vyšším výkonu. Plazmové

proLékaře.cz | 20.11.2026



Obr. 2. Schematické znázornění překryvu absorpčních pásů kafrchinonu, PPD a Lucirinu TPO a emisních pásů různých typů polymeračních lamp.



Obr. 3. Typické emisní spektrum halogenové lampy Heliolux DLX1 (červeně, šířka emisního pásu 380-505 nm, maximum 484 nm) LED lamp s jedním typem diod a úzkým emisním pásem Translux Power Blue (světle modrá, emise 430-505 nm, maximum 460 nm), BluePhase C8 (černá, emise 425-490 nm, maximum 448 nm) a LED lamp s dvěma a více typy diod BluePhase G2 (modrofialová, emise 400-510 nm, maxima 413 a 463 nm) a VALO (hnědá, 392-505, maxima 405 a 460 nm). Šířka emisního pásu odpovídá 95 % celkového světelného výkonu. Spektra jsou snímána při různé citlivosti detektoru k zabránění jejich překryvu. Vláknový spektrofotometr USB2000+ (OceanOptics,USA).

proLékaře.cz | 20.11.2026

lampy jsou v podstatě obloukové lampy, u nichž je plazma vytvářena průchodem elektrického proudu xenonem. Vložením startovacího vysokého napětí dochází k odtržení elektronů z atomů xenonu, vzniku ionizovaného, elektricky vodivého plynu - plazmy, která vyzařuje světlo se spektrem velmi blízkým dennímu světlu. Spektrum je široké, vhodné pro všechny běžné fotoiniciátory, avšak s vysokým podílem UV záření, které je nutné odstranit. Lampy generují i značné množství tepla, které je nutné odvést účinným chlazením. S ohledem na vysoký světelný výkon a snahu omezit vliv tepelného zatížení zubních tkání se doporučuje polymerační doba zkrácená na 3-5 sekund. Kromě nejasností ohledně účinnosti velmi krátké doby polymerace těmito lampami na rozsah polymerace kompozitu [3, 15], jejich širšímu rozšíření zabraňuje především vysoká cena a komplikovaná, rozměrná stavba.

3. LED lampy

Tyto moderní lampy jsou založeny na technologii polovodičů, které se připravují dopováním základního materiálu čipu křemíku, například galiem a indiem. Galium má proti křemíku o jeden elektron méně, a tím vytváří v krystalové mřížce křemíku poruchu – vakanci. Polovodič tohoto typu se označuje jako p-polovodič. Indium naproti tomu má 5 elektronů a v mřížce křemíku proto vytváří poruchu s jedním nadbytečným elektronem, n-polovodič. Jsou-li tyto dva materiály v kontaktu, vytváří tak zvaný p-n přechod. Po vložení elektrického napětí na p-n přechod mohou při vhodné polaritě přecházet – rekombinovat volné elektrony s vakancemi. Na tomto principu pracují běžné diody například v usměrňovačích. Složení polovodičů pro výrobu LED a jejich vnitřní konstrukce je nastavena tak, že při rekombinaci elektronu a díry, tedy po průchodu elektrického proudu, se vyzáří určité množství světelné energie. Pro tyto zdroje světla je charakteristická podstatně větší účinnost přeměny elektrické energie na světelnou a především úzký emisní pás určený složením polovodiče. V polymeračních lampách se nejčastěji používají galium-indium nitridové diody s emisí v oblasti cca 430-490 nm. Tato oblast odpovídá absorpci kafrchinonu, okrajově PPD a acylfosfinoxidů (obr. 2). Díky úzkému emisnímu pásu odpadá nutnost použití světelných filtrů jako v případě halogenových polymeračních lamp, což zvyšuje účinnost lampy a zjednodušuje její konstrukci. Nižší spotřeba elektrické energie dovoluje použít nabíjecí akumulátor zabudovaný přímo v těle lampy, bez nutnosti trvalého připojení k elektrické síti kabelem. Tím je dosaženo snazší manipulovatelnosti s lampou. Významným faktorem je i výrazně vyšší životnost LED zdrojů světla. V literatuře je často citována životnost LED zdrojů větší než 10 000 hodin provozu.

4. Laserové lampy

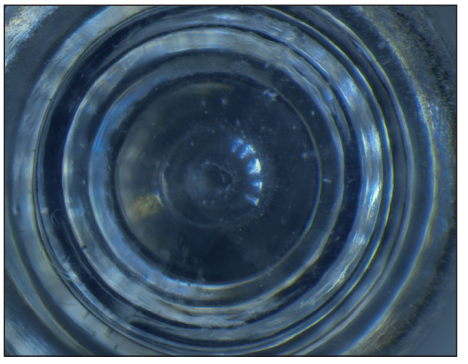
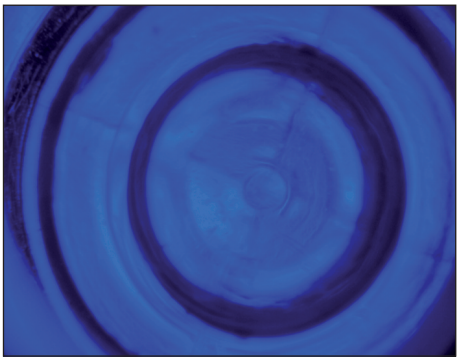
Laserové polymerační lampy využívají jako zdroj světla argonový laser, který emituje velmi úzké – čárové spektrum o vlnových délkách od 351 do 531 nm. Pro polymeraci kompozitních materiálů se používá světlo o délce 488 nm, které se získá odfiltrováním ostatních vlnových délek. Vysoký výkon laserových polymeračních lamp umožňuje podobně jako u plazmových lamp zkrátit obvyklou polymerační dobu o 50-75 %. Velkou nevýhodou argonových laserových lamp je ale mimořádně úzké – čárové emisní spektrum, které nezasahuje do oblasti absorpce všech používaných fotoiniciátorů. Dalším nepříznivým faktorem je vysoká cena samotné argonové lampy, její velikost a hmotnost. I do oblasti laserů však zasahuje vývoj polovodičů. Zajímavou alternativou by mohly být diodové lasery, pracující na podobném principu jako LED lampy. Tedy uvolněním fotonu při rekombinaci volných elektronů a děr. Konstrukčně a složením použitých polovodičů se však oba zdroje světla liší. U laseru část uvolněných fotonů neopouští prostor n-p přechodu, ale stimuluje efektivnější rekombinaci elektronů a děr. Výsledkem je větší účinnost diodových laserů oproti LED diodám. Diodové lasery díky své vyšší účinnosti a emisi téměř monochromatického záření nevyžadují světelné filtry, což snižuje tepelné ztráty a dovoluje bateriový provoz. Na druhou stranu velmi úzký emisní pás je jejich výraznou nevýhodou a omezením.

HALOGENOVÉ NEBO LED LAMPY?

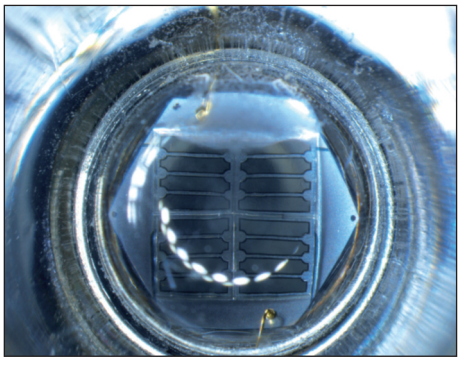
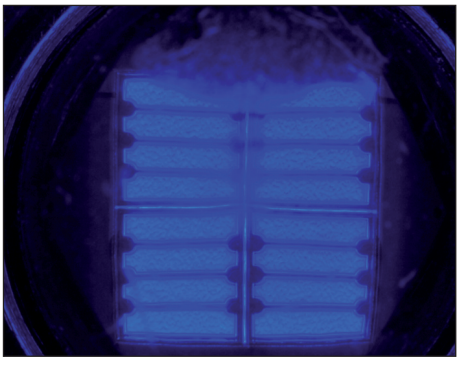
Z uvedených dat je patrné, že pro vysokou cenu a komplikovanou konstrukci nejsou plazmové lampy a argonové lasery pro praxi zajímavé. Hlavní oblastí zájmu proto zůstávají halogenové a LED polymerační lampy. Technickým argumentem pro přechod od halogenových lamp k LED lampám je vyšší životnost LED zdroje světla, kompaktní stavba a vyšší účinnost přeměny elektrické energie na světelnou. To je jistě silný argument. Jsme však ochotni za něj platit sníženou polymerační účinností v případě, že v polymerovaném materiálu jsou použity jiné než kafrchinonové fotoiniciatory? Technický pokrok nelze zastavit, a to platí i o LED polymeračních lampách. Zatímco první typy těchto polymeračních lamp trpěly nedostatečným světelným výkonem, nízkou kapacitou a sníženou spolehlivostí akumulátorů, zůstává hlavní nevýhodou mnoha současných výkonných LED lamp úzký emisní pás. Někteří výrobci polymeračních lamp jsou si tohoto nedostatku vědomi a vybavují své lampy diodami několika typů s emisí i v krátkovlnných oblastech viditelného světla okolo 400 nm tak, aby zasahovaly do absorpčních pásů fotoiniciačních systémů jak PPD, tak acylfosfinoxidů.

Do jaké míry může typ lampy ovlivnit vlastnos-

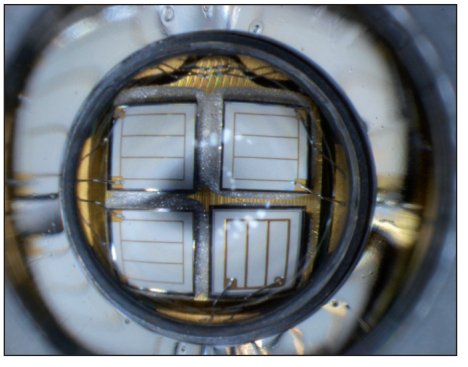
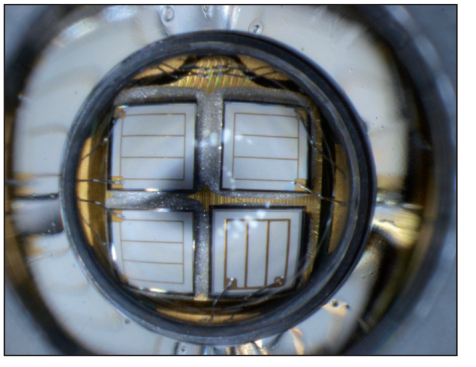
proLékaře.cz | 20.11.2026

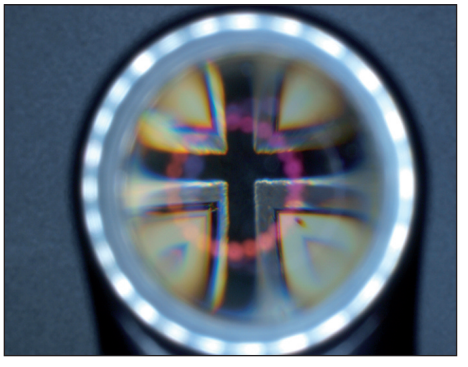
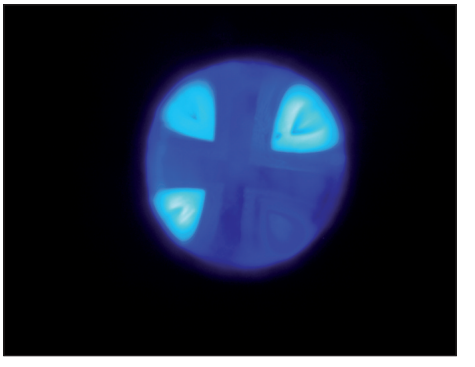
a) Lampa Translux Power Blue (Heraeus-Kulzer) s jednou centrální diodou s maximem emise 460 nm.

b) Lampa BluePhase C8 (Vivadent-Ivoclar) s několika diodovými poli a maximem emise 448 nm.

c) Lampa BluePhase G2 (Vivadent-Ivoclar) se dvěma typy diod s maximy emise při 413 nm a 463 nm.

d) Lampa VALO (Ultradent) vybavená třemi typy diod a maximy emise při 405 a 460 nm.

Obr. 4. Konstrukční uspořádání diod sledovaných LED polymeračních lamp. Stereomikroskop Olympus SZX 10 ve spojení s kamerou Olympus E520, zvětšení 20-32x. V pravé části je rozložení diod v neaktivní stavu, vlevo v aktivním stavu. Expozice přes šedý filtr.

proLékaře.cz | 20.11.2026

ti zpolymerovaného kompozitního materiálu jsme se pokusili ověřit na dvou typech kompozitních materiálů s odlišnými fotoiniciačními systémy. Klasický výplňový kompozit Charisma (odstín A2, Heraeus Kulzer, Německo) obsahoval kafrchinonový systém, zatímco TetricEvoCeram (Bleach XL, Vivadent-Ivoclar, Lichtenštejnsko) fotoiniciátor acylfosfinoxidového typu. K polymeraci byla jako standard použita halogenová lampa Heliolux DLX1 (Vivadent-Ivoclar) se světelným výkonem 650 mW/cm^2 a emisí začínající již při 380 nm (obr. 3). Soubor testovaných lamp dále zahrnoval výkonné LED lampy Translux Power Blue (740 mW/cm^2, šířka emisního pásu 430-505 nm, Heraeus Kulzer), BluePhase C8 (960 mW/cm^2, šířka emisního pásu 425-490 nm, Vivadent-Ivoclar), které jsou vybaveny diodami jednoho typu. LED lampy se dvěma a více typy diod, a tedy širším emisním pásem, označované jako dual-wavelength nebo broad-wavelength či multi-wavelength, byly zastoupeny lampou BluePhase G2 (1170 mW/cm^2, dva typy diod, šířka emisního pásu 400-510 nm, Vivadent-Ivoclar) a lampou VALO se třemi typy diod (1000 mW/cm^2 a šířkou emisního pásu 392-505 nm, Ultradent, USA). Charakter emisních pásů těchto lamp je ilustrován na obr. 3, konstrukční uspořádání diod jednotlivých lamp znázorňuje obr. 4. Účinnost polymerace jsme hodnotili měřením tvrdosti kompozitního materiálu, o níž je známo, že dobře charakterizuje rozsah polymerace kompozitního materiálu [18].

Měření tvrdosti byla uskutečněna na povrchu tělísek tloušťky 2 mm, která odpovídá doporučované tloušťce jednoho inkrementu kompozitního materiálu. Tvrdost byla měřena na horním-ozářeném a spodním-neozářeném povrchu tělíska vždy 24 hodin po polymeraci, na pěti místech plochy tělíska. Z tabulky 1 je patrné, že pro kompozit Charisma s kafrchinonovým fotoiniciátorem byla signifikantně nejvyšší tvrdost na horním povrchu nalezena pro výkonnou halogenovou lampu a LED lampu VALO se širokým emisním pásem. Přibližně o 10-12 % nižší tvrdost byla naměřena pro LED lampy s úzkým emisním pásem, ale i s lampou BluePhase G2, vybavenou dvěma typy diod, a to i přes vyšší světelný výkon těchto LED lamp než halogenové Heliolux DLX1. To je překvapující, neboť u LED lamp je shoda emisního pásu a absorpčního pásu kafrchinonu nejvyšší a u těchto lamp by tudíž tvrdost měla být naopak vyšší než u halogenové lampy s menším světelným výkonem. Na spodní ploše 2 mm vrstvy byla tvrdost v důsledku absorpce a rozptylu světla menší a vliv typu lampy statisticky nevýznamný. Výraznější rozdíly v chování byly nalezeny u kompozitního materiálu TetricEvoCeram s fotoiniciátorem acylfosfinooxidového typu. I v tomto případě byla nejvyšší tvrdost nalezena pro halogenovou a obě LED lampy s emisí v širší oblasti světla, to znamená BluePhase G2 a VALO, a nejnižší tvrdost pro LED lampy s úzkým emisním pásem. Rozdíl mezi nejvyšší a nejnižší naměřenou tvrdostí byl však již téměř 30%. Na spodním povrchu byl vliv většiny polymeračních lamp i u tohoto kompozitu méně výrazný. Výjimkou byla lampa VALO, při jejímž použití byla tvrdost i na tomto povrchu signifikantně nejvyšší ($p<0,001$). Tyto výsledky potvrzují závěry prací [5, 17], že LED lampy s jedním typem diod nemusí dosahovat univerzálnosti výkonných halogenových lamp. Jelikož většina výrobců často používá ve složení kompozitních materiálů směs fotoiniciátorů, například PPD-kafrchinon-amin [16], materiál téměř vždy zpolymeruje. Jak je však patrné z našich výsledků, stupeň polymerace nemusí být optimální. Výraznějším problémem však může být zhoršená polymerace self-etching adheziv a následně nižší pevnost adhezní vrstvy s dopadem na zvýšené riziko vzniku mikrospáry. A toto riziko může být větší i proto, že doporučený typ polymerační lampy, nebo údaje o použitých fotoiniciátorech v návodech k použití většinou chybí.

Tab. 1. Tvrdost (průměr±SD) kompozitních materiálů Charisma a TetricEvoCeram po 20 sekundové polymeraci ze vzdálenosti 2 mm od povrchu polymerovaného materiálu. Tvrdost měřena metodou dle Knoopa (mikrotvrdoměr IndentaMet 1105D, Buehler, USA), 24 hodin po polymeraci a uložení tělísek při 23 °C. Hodnoty uvedené v závorkách ukazují světelný výkon lamp v mW/cm^2 měřený kalibrovaným radiometrem Optometr P-9710-1 (GigaHertz Optik, Německo), vybaveným integrační koulí pro zachycení veškerého světla emitovaného lampou. U hodnot označených v řádcích stejným písmenem není statisticky významný rozdíl, jednofaktorová Anova, p=0,05 (Statistica 7, StatSoft, USA).

Kompozit	Povrch	Halogenová lampa	LED lampy			
			Úzký emisní pás		Široký emisní pás	
		Heliolux (650)	Translux PowerBlue (740)	BluePhase C8 (960)	BluePhase G2 (1170)	VALO 1000*
Charisma A2	Horní	42,6±0,8^a	38,4±3,3^b	38,4±3,4^b	37,9±3,3^b	41,9±4,7^a
	Spodní	37,8±0,6^a	37,7±1,8^a	38,2±4,5^a	38,7±2,5^a	39,6±4,2^a
Tetric EvoCeram Bleach XL	Horní	44,8±2,5^a	36,0±3,2^b	35,0±3,0^b	43,9±2,8^a	44,8±4,0^a
	Spodní	30,5±3,6^a	32,7±4,5^a	31,3±2,8^a	33,8±2,9^a	36,4±3,1^b

**Údaj výrobce.*

proLékaře.cz | 20.11.2026

ZÁVĚR

LED lampy v současnosti představují velmi nadějný směr vývoje polymeračních lamp. Jejich výhodou je především kompaktní stavba, dlouhodobá životnost a možnost bateriového provozu. Nevýhodou prvních generací těchto lamp vybavených diodami jednoho typu je úzký emisní pás, neumožňující optimální polymeraci materiálů s nekafrchinonovými fotoiniciátory. Tyto lampy tudíž nedosahují univerzálnosti halogenových lamp. Řešením jsou LED lampy, vybavené diodami emitujícími světlo v několika oblastech vlnových délek, a tím zasahující i do oblasti absorpce PPD či acylfosfinoxidových fotoiniciačních systémů. Lze předpokládat, že dalším krokem ve vývoji LED lamp bude především zvýšení životnosti akumulátorů a zlepšení homogenity intenzity světla vycházejícího z ústí světlovodu [6, 26], která může negativně ovlivnit rovnoměrnost polymerace s dopadem na vznik vnitřních pnutí v polymerovaném materiálu, na jeho náchylnost k frakturám a vedoucí k jeho nestejnoměrnému opotřebení.

LITERATURA

1. ČSN EN ISO 10650-2: Stomatologie - Aktivní aktivátory polymerace - část 1.: Křemenné a halogenové světelné zdroje.
2. ČSN EN ISO 10650-2: Stomatologie - Aktivní aktivátory polymerace - část 2.: Diodové (LED) světelné zdroje.
3. **Alex, G.:** Curing lights. J. Am. Dent. Assoc., roč. 133, 2002, č. 10, s. 1328.
4. **Alvim, H. H., Alecio, A. C., Vasconcellos, W. A. et al.:** Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. Dent. Mater., roč. 23, 2007, č. 10, s. 1245-1249.
5. **Aravamudhan, K., Floyd, C. J., Rakowski, D. et al.:** Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. J. Am. Dent. Assoc., roč. 137, 2006, č. 2, s. 213-223.
6. **Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K. et al.:** Effect of inhomogeneity of light from light curing units on the surface hardness of composite resin. Dent. Mater. J., roč. 27, 2008, č. 1, s. 21-28.
7. **Asmussen, E. Peutzfeldt, A.:** Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. Eur J. Oral Sci., roč. 113, 2005, č. 5, s. 417-421.
8. **Brackett, M. G., Brackett, W. W., Browning, W. D. et al.:** The effect of light curing source on the residual yellowing of resin composites. Oper. Dent., roč. 32, 2007, č. 5, s. 443-450.
9. **Dart, E. C., Nemcok, J.:** Photopolymerisable composition having as catalyst alpha-diketone and a reducing agent, e.g. DMAEM. Br. Patent 408265, 1971.
10. **Ferracane, J. L. Berge, H. X.:** Fracture toughness of experimental dental composites aged in ethanol. J. Dent. Res., roč. 74, 1995, č. 7, s. 1418-1423.
11. **Ferracane, J. L., Mitchem, J. C., Condon, J. R. et al.:** Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. J. Dent. Res., roč. 76, 1997, č. 8, s. 1508-1516.
12. **Jakubiak, J., Allonas, X., Fouassier, J. P. et al.:** Camphorquinone-amines photoinitating systems for the initiation of free radical polymerization. Polymer, roč. 44, 2003, č. 18, s. 5219-5226.
13. **Michelsen, V. B., Lygre, H., Skalevik, R. et al.:** Identification of organic eluates from four polymer-based dental filling materials. Eur J. Oral Sci., roč. 111, 2003, č. 3, s. 263-271.
14. **Moszner, N., Salz, U. Zimmermann, J.:** Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. Dent. Mater., roč. 21, 2005, č. 10, s. 895-910.
15. **Musanje, L., Darvell, B. W.:** Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. Dent. Mater., roč. 19, 2003, č. 6, s. 531-541.
16. **Park, Y. J., Chae, K. H., Rawls, H. R.:** Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. Dent. Mater., roč. 15, 1999, č. 2, s. 120-127.
17. **Price, R. B., Felix, C. A., Andreou, P.:** Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. Compend Contin Educ Dent, roč. 27, 2006, č. 9, s. 490-496.
18. **Rueggeberg, F. A., Craig, R. G.:** Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. J. Dent. Res., roč. 67, 1988, č. 6, s. 932-937.
19. **Rueggeberg, F. A., Twiggs, S. W., Caughman, W. F. et al.:** Lifetime intensity profiles profiles of 11 light-curing units. J. Dent. Res., roč. 75, 1996, Spesial Issue, abstract 2897, s. 380.
20. **Shin, D. H., Rawls, H. R.:** Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. Dental Materials, roč. 25, 2009, č. 8, s. 1030-1038.
21. **Sideridou, I. D., Achilias, D. S.:** Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater., roč. 74, 2005, č. 1, s. 617-626.
22. **Soderholm, K. J., Mariotti, A.:** BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? J. Am. Dent. Assoc., roč. 130, 1999, č. 2, s. 201-209.
23. **Stansbury, J. W.:** Curing dental resins and composites by photopolymerization. J. Esthet. Dent., roč. 12, 2000, č. 6, s. 300-308.
24. **Taira, M., Urabe, H., Hirose, T. et al.:** Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. J. Dent. Res., roč. 67, 1988, č. 1, s. 24-28.
25. **Van Landuyt, K. L., Cardoso, M. V., De Munck, J. et al.:** Optimization of the concentration of photo-initiator in a one-step self-etch adhesive. Dent. Mater., roč. 25, 2009, č. 8, s. 982-928.
26. **Vandewalle, K. S., Roberts, H. W., Rueggeberg, F. A.:** Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness. J. Esthet. Restor. Dent., roč. 20, 2008, č. 2, s. 108-117; discussion 118.
27. **Wang, Y., Spencer, P., Yao, X. et al.:** Effect of coinitiator and water on the photoreactivity and photopolymerization of HEMA/camphoquinone-based reactant mixtures. J. Biomed. Mater. Res. A, roč. 78, 2006, č. 4, s. 721-728.

Tato studie byla vypracována s podporou Rozvojového programu Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy 237662-3 a GAUK 259120/68409.

RNDr. Pavel Bradna, CSc.
Výzkumný ústav stomatologický 1. LF UK a VFN
Karlovo náměstí 32
121 11 Praha 2
e-mail: bradna@vus.cz