proLékaře.cz | 19.11.2026

Ovlivnění dentinového povrchu pulzním Nd:YAG laserem

Zapletalová Z.[1], Peřina J. jr.[2], Chmelíčková H.[2], Novotný R.[3], Stranyánek M.[2]

[1]Klinika zubního lékařství LF UP a FN, Olomouc,
přednosta prof. MUDr. M. Eber, CSc.
[2]Spojená laboratoř optiky, Fyzikální ústav AV ČR, Olomouc,
vedoucí prof. RNDr. M. Hrabovský, DrSc.
[3]Pracoviště mikroskopických metod LF UP, Olomouc,
přednosta prof. MUDr. V. Lichnovský, DrSc.

Souhrn

Dentinová hypersenzitivita je běžnou stížností dospělých pacientů ve stomatologických ordinacích. Je zdrojem nepříjemných pocitů či bolesti, se kterými má zkušenost 10 až 15 % populace. Pečetění dentinových tubulů otevřených do vnějšího prostředí je jednou z metod léčby hypersenzitivního dentinu. Pokud dentin vystavíme účinkům záření o vhodné energii generovaného Neodymiovým Yttriovým Aluminiovým Garnetovým (Nd:YAG) laserem, dochází k roztavení povrchové vrstvy této tkáně. Roztavený dentin vytvoří po zchladnutí hladký, neporézní povrch, který může částečně nebo totálně obturovat dentinové tubuly. Pulzní laserový systém LASAG Nd:YAG KLS 246-102 jsme použili k ozařování dentinových vzorků získaných z extrahovaných lidských třetích molárů. 109 vzorků ve tvaru 2 až 3 mm vysokých dentinových disků jsme vystavili široké škále energií od 20 mJ do 250 mJ v pulzu. Pracovali jsme v pulzním režimu s opakovací frekvencí 15 Hz a dobou trvání pulzu 0,3 ms. Průměr svazku v ohnisku po výstupu z pracovní hlavy optického vlákna byl 0,3 mm a 0,6 mm. Naprogramován byl meandrovitý pohyb vzorku vůči ohnisku laserové hlavy zajišťující 50% překrytí sousedních stop laserového svazku na povrchu vzorku. Po sérii experimentů na relativně rovné koronární ploše dentinových disků jsme sledovali interakci Nd:YAG laserového záření s dentinem na obvodu disků. Pro zvýšení absorpce laserové energie jsme na povrch některých vzorků aplikovali barviva s absorpčním spektrem vhodným s ohledem na vlnovou délku laseru. Změny na dentinovém povrchu jsme studovali pomocí rastrovacího elektronového mikroskopu (SEM).

Klíčová slova: dentinová hypersenzitivita – dentinový tubulus – Nd:YAG laser – modifikace dentinového povrchu

**Zapletalová Z., Peřina J. jr., Chmelíčková H., Novotný R., Stranyánek M.:
Modification of Dentine Surface Using a Pulsed Nd:YAG Laser**

Summary: Dentine hypersensitivity is a common complaint of adult patients in dental office. It is a source of uncomfortable feelings or pain and from 10 to 15 percent of population suffers from it. Sealing of dentinal tubules opened to the outside is one of the methods of treatment of dentine hypersensitivity. When dentine is irradiated by a radiation of Nd:YAG laser, the dentine surface can be melted. After cooling, the melted surface forms a glazed and non-porous surface that can partly or fully obturate orifices of dentinal tubules. Dentine samples prepared from extracted human third molars were irradiated by the light from Nd:YAG laser system LASAG KLS 246-102. One hundred and nine dentine samples in the form of 2 to 3 mm high discs were exposed by laser pulses with energies from 20 mJ to 250 mJ per pulse. A pulsed regime of operation with repetition rate of 15 Hz and pulse duration of 0.3 ms was used; beam diameter in the focus of an optical fiber was 0.3 and 0.6 mm. Samples moved with respect to the fixed head of an optical laser system along a serpentine path that assured the overlap of 50 percent of the adjacent beam spots on the surface. After a series of experiments on relatively flat artificially-prepared cross-section surfaces of dentine discs, we moved to the samples prepared from outer parts of roots and having convex surfaces. We have applied dye agents (tatrazine, carmine indigo, erythrosine and methylene blue) with suitable spectra (with respect the wavelength of laser radiation) on dentine surfaces in order to increase absorption of laser energy. Changes of dentine surfaces were observed using Scanning Electron Microscopy (SEM).

Sealing of dentinal tubules were observed already when a surface was exposed to a beam with diameter of 0.6 mm and energies of 30 mJ per pulse in several subsequent exposures. An upper bound for laser exposure is reached when pulses with energies of 90 mJ per pulse having beam diameter of 0.3 mm and four-fold exposure are applied. In both cases dentine surfaces were covered by erythrosin solution in water. Laser radiation generated from a standard pulsed Nd:YAG laser with a precise control of its parameters can be used for dentine surface modification and reaching tubules occlusion.

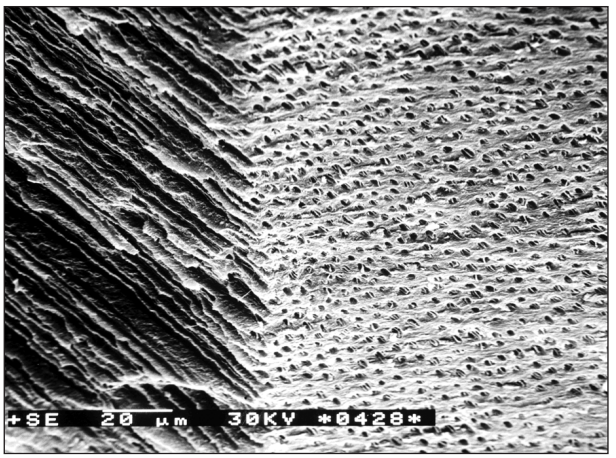
Key words: dentine hypersensitivity – dentinal tubules – Nd:YAG laser – melting of dentine surface

Čes. Stomat., roč. 105, 2005, č. 6, s. 159–164.

proLékaře.cz | 19.11.2026

ÚVOD

Dentin, tvořící dentinové jádro zubu, je za normálních okolností pokryt sklovinou nebo cementem. Po rozrušení nebo ztrátě těchto tkání či při dehiscenci v oblasti cementosklovinné hranice dochází k odhalení určité, často i jen nepatrné plochy zuboviny. Fyzikální či chemické podněty působící na takový povrch vyvolávají nepříjemné pocity či bolest. Stav bolesti, kdy je exponovaný povrch dentinu citlivý k intraorálním stimulům, považovaným normálně za neškodné, označujeme jako dentinovou hypersenzitivitu [1]. Svou zkušenost s ní má 10 až 15 % dospělé populace.



Obr. 1. Dentinové tubuly (vlevo podélný lom, vpravo příčný lom). SEM, originální zvětšení 1500x.
Fig. 1. Dentinal tubules (rupture along (across) the direction of dentinal tubules on the left-hand (right-hand) side). SEM, original magnification 1500x.

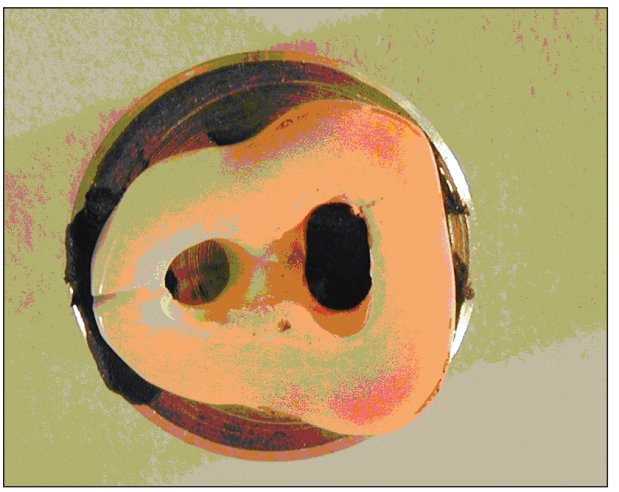
Mikroskopické analýzy hypersenzitivního dentinu ukazují široké dentinové tubuly otevřené do vnějšího prostředí (obr. 1). Léčebné prostředky k desensibilizaci dentinu alterují obsah dentinových tubulů koagulací či precipitací nebo se pokoušejí o jejich zapečetění. Při obturaci dentinových tubulů jsou dentinová permeabilita a hypersenzitivita redukovány [2]. Pokud dentin krátce vystavíme účinkům záření Neodymiového Yttriového Aluminiového Garnetového (Nd:YAG) laseru či CO_2 laseru s vhodnými vlnovými délkami, dochází k roztavení povrchové vrstvy dentinu [3, 4, 5, 6]. Po zchladnutí se vytvoří hladký neporézní povrch, který může částečně nebo totálně obliterovat dentinové tubuly [7]. Za předpokladu, že dentinová hypersenzitivita je výsledkem hydrodynamického pohybu tekutiny v tubulech, roztavení ústí tubulů Nd:YAG laserem může vést k dlouhodobějšímu potlačení zvýšené citlivosti dentinu.

Smyslem naší in vitro práce bylo přesné stanovení fyzikálních charakteristik Nd:YAG laserového záření vhodného k modifikaci dentinového povrchu pro dosažení tubulové okluze.

MATERIÁL A METODIKA

Pro studium účinků Nd:YAG laseru na dentinový povrch jsme použili lidské extrahované třetí moláry bez kazu uchovávané dle požadavků normy ISO TR 11 405. Po oddělení anatomické korunky a apikální části kořene jsme připravili dentinové vzorky ve tvaru 2 až 3 mm vysokých dentinových disků z oblasti pod cementosklovinnou hranicí (obr. 2). V první fázi naší práce jsme laserem ozařovali a studovali koronární povrchy disků, na kterých jsme brouskem vytvořili identifikační rýhu. Koronární plochu jsme vždy vyleštili Sof-Lex (3M-ESPE, USA) disky s vodním chlazením a poté vzorky vyčistili od zbytků smear layer v ultrasonické lázni s destilovanou vodou. Koronární plocha těchto disků je relativně rovná a lze ji stejnoměrně exponovat laserovým zářením. Druhý typ vzorků byl vytvořen z obvodového dentinu disků, na kterém byly leštěním vytvořeny malé fazety. Rovinnost takových ploch je horší. Tyto vzorky jsou ale blíže reálné situaci, kdy se výskyt dentinové hypersenzitivity často spojuje s krčkovou oblastí zubu. I tyto vzorky byly v ultrasonické lázni zbaveny smear layer.

Připravené vzorky jsme ozařovali Nd:YAG laserem KLS 246-102 (LASAG AG, Thun, Švýcarsko) pracujícím na vlnové délce 1064 nm. Rozsah volitelných pracovních parametrů tohoto laseru ukazuje tab. 1. V našich experimentech jsme pra-



Obr. 2. Dentinový disk s identifikační rýhou (makrorežim digitálního fotoaparátu Nikon Coolpixs 885, průměr hliníkového nosníku 10 mm).
Fig. 2. A dentine disc with an identification line. (Picture is taken with a digital camera Nikon Coolpixs 885 in a macro regime, diameter of an aluminium bed is 10 mm).

proLékaře.cz | 19.11.2026

covali v pulzním režimu s opakovací frekvencí 15 Hz a energií v pulzu od 20 mJ do 250 mJ. Doba trvání pulzu byla 0,3 ms. Laserové záření vystupovalo z pracovní hlavy na konci optického vlákna a mělo průměr svazku v ohnisku 0,3 mm a 0,6 mm. Naprogramován byl meandrovitý pohyb vzorku vůči ohnisku fixní laserové hlavy zajišťující 50% překrytí stop sousedních laserových pulzů. Směr laserového paprsku byl volen kolmo na ozařovanou plochu. Vzorky byly exponovány jednou až čtyřikrát.

Tab. 1. Pracovní parametry Nd:YAG laseru KLS 246-102
Tab. 1. Working parameters of the Nd:YAG laser KLS 246-102

Energie v pulzu	0,01–30	J
Délka pulzu	0,1–20	ms
Frekvence	0,1–1000	Hz
Maximální výkon v pulzu	6000	W
Čerpací napětí výbojky	150–400	V
Průměr svazku v rezonátoru	6	mm
Průměr fokusovaného svazku	0,05–0,6	mm
Vlnová délka	1,064	μm
Průměrný výkon	0,1–150	W

Na povrch některých dentinových vzorků jsme aplikovali před ozářením vodné roztoky barviv sloužících jako povrchová absorbens. V této indikaci jsme zkoušeli čtyři barviva: tatrazin (7% roztok), karmínové indigo (5% roztok), methylénovou modř (5% roztok) a erytrosin (5%, 10% a 15% roztoky).

Všechny dentinové vzorky byly po dobu experimentů uchovávány za vlhka.

Pro vyšetření změn na dentinovém povrchu vyvolaných Nd:YAG laserem jsme použili rastrovací elektronový mikroskop (SEM – Scanning Electron Microscopy) po standardní úpravě vzorku odvodněním, vysušením a pokovením v naprašovací jednotce. Dentinové disky jsme vyhodnocovali s pomocí SEM mikroskopu TESLA BS 340 (Česká republika).

Interakce Nd:YAG laserového záření s dentinovou tkání

Nd:YAG laser emituje záření s vlnovou délkou 1064 nm v oblasti blízké infračervené části elektromagnetického spektra. Obecně platí, že účinek laserového záření závisí na typu interakce fotonů s cílovou tkání. V případě Nd:YAG laseru se jedná o interakce fototermální [6], ev. při vyšších výkonech o plazmatem indukovanou ablaci či fotodisrupci. Rozsah změn vyvolaných laserovým svazkem je ovlivněn specifickou absorpcí, chemickým složením, hustotou a optickými vlastnostmi ozařovaného substrátu. Tvrdé zubní tkáně jako sklovina a dentin mají jen velmi nízkou absorpci záření s vlnovou délkou 1064 nm [8]. Lze říci, že jsou pro záření na těchto vlnových délkách relativně translucentní. Záření Nd:YAG laseru nemá silný ablativní účinek [9] a je proto vhodné k modifikaci dentinového povrchu. Je však schopné kvůli nízké absorpci pronikat hlouběji do nitra zubu, a tak potenciálně teplotně ohrožovat zubní dřeň. Termální účinky na okolní tkáně je možné snížit použitím pulzních laserových systémů s krátkou dobou trvání pulzu a nízkou opakovací frekvencí, které umožňují chlazení tkáně mezi pulzy [9]. Také lze zvýšit absorpci laserového svazku na povrchu tkáně použitím barviv s vhodným absorpčním spektrem aplikovaných na ozařovaný povrch [8, 10, 11, 12]. V této indikaci jsme vyzkoušeli vodné roztoky čtyř různých barviv – karmínového indiga, methylénové modři, tatrazinu a erytrosinu.

Při interakci Nd:YAG laserového záření vhodné energie s dentinem se tkáň zahřívá a taví se hydroxyapatitová struktura zuboviny [2]. Po zchlazení se pak vytvoří hladký, neporézní povrch, který může částečně nebo totálně obliterovat dentinové tubuly. Žádoucí je přitom taková úprava dentinu, kde se nevyskytují mikroprasklíny nebo karbonizace tkáně.

VÝSLEDKY

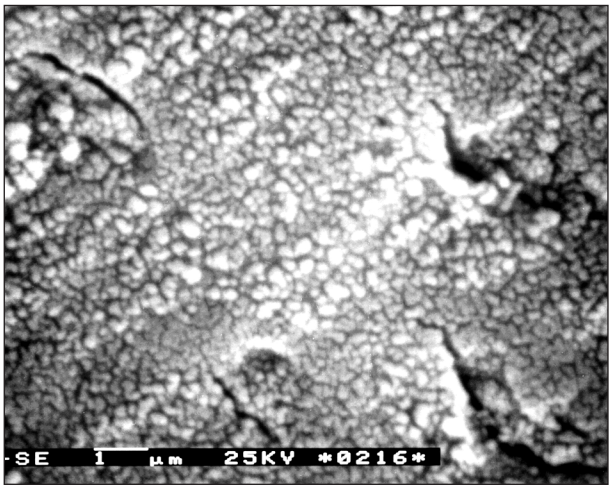
109 dentinových vzorků připravených dle výše popsané metodiky bylo ozařováno energiemi Nd:YAG laseru od 20 mJ do 250 mJ v pulzu. Opakovací frekvence byla nastavena na 15 Hz, doba trvání pulzu byla 0,3 ms, pohyb XYZ stolku s upnutým vzorkem zajišťoval 50% překrytí sousedních stop laserového svazku. Energie v pulzu, průměr stopy svazku a poloha ohniska se měnily. Přehled experimentálních podmínek ukazuje tab. 2.

Tab. 2. Přehled parametrů Nd:YAG laseru použitých v experimentu
Tab. 2. Survey of parameters of Nd:YAG laser used in the experiment

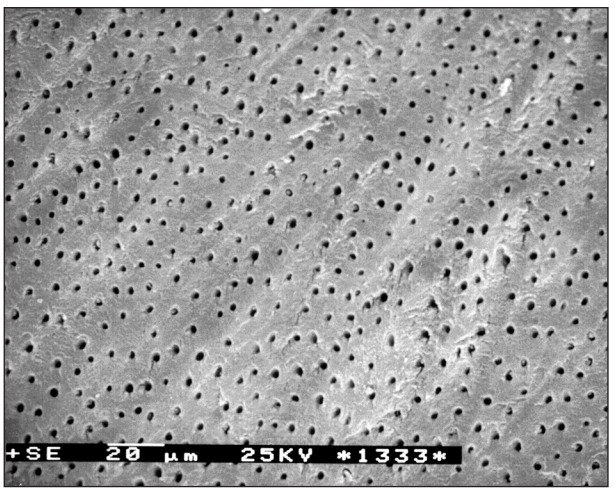
Energie v pulzu	20–250	mJ
Frekvence	15–45	Hz
Délka pulzu	0,3	ms
Průměrný výkon	0,3–3,75	W
Počet přejezdů	1–4	
Průměr svazku	0,2–1,2	mm
Hustota energie	6,0–222,9	J/cm^2
Hustota výkonu	1,0–9,6E+0,4	W/cm^2
Poloha vzorku k ohnisku	0–2,4	mm

Dentinové plochy určené k ozáření musí být před vyšetřením zbaveny smear layer, jejíž existence prakticky znemožňuje analýzu povrchu (obr. 3). Čistá ústí dentinových tubulů bez smear layer ukazuje obr. 4.

proLékaře.cz | 19.11.2026

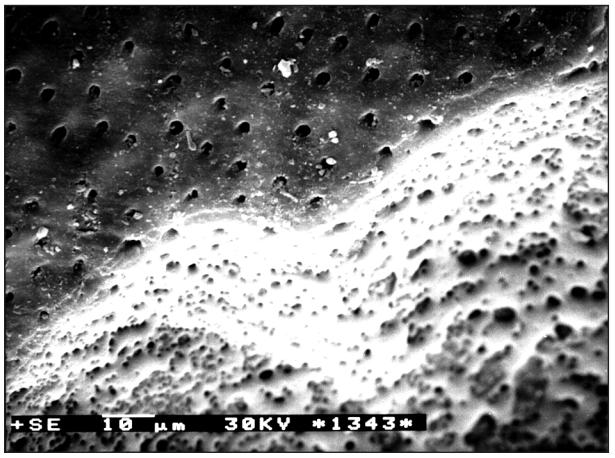


Obr. 3. Povrch dentinu znečištěný smear layer bez ozáření laserem. Ústí dentinových tubulů jsou ucpána smear layer, která pokrývá celý povrch. SEM, originální zvětšení 20 000x.
Fig. 3. Dentine surface with smear layer without being irradiated. Orifices of dentinal tubules are closed by debris covering the whole surface. SEM, original magnification 20 000x.

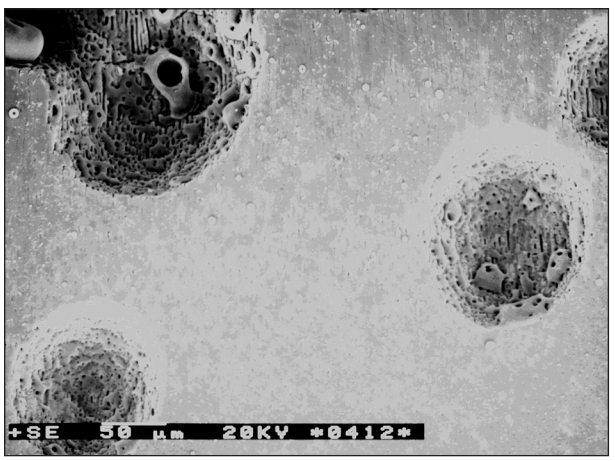


Obr. 4. Povrch neozářeného dentinu s vyústěním dentinových tubulů. Jejich ústí jsou relativně čistá bez smear layer, patrné jsou stopy po opracování. SEM, originální zvětšení 1000x.
Fig. 4. Dentine surface with open dentinal tubules without being irradiated. Their orifices are relatively clean without smear layer. Visible rows on the surface were done when the sample was mechanically prepared. SEM, original magnification 1000x.

Nejprve jsme studovali vliv Nd:YAG laserového záření na dentinový povrch nepokrytý vrstvou barviva a osušený stlačeným vzduchem. Nízké energie v pulzu byly neúčinné, vyšší hodnoty energie v pulzu vyvolávaly nepravidelné zatavení dentinových tubulů (obr. 5). Zatavení tubulů pro danou energii v pulzu se nám nedařilo vždy reprodukovat. Navíc se ukázalo, že intenzivnější laserové pulzy mohou „navrtat“ díry do povrchu



Obr. 5. Povrch dentinu ozářeného Nd:YAG laserem s energií 100 mJ v pulzu, průměr stopy svazku 0,6 mm, bez barviva. V levé horní části je neovlivněný dentin, vpravo dole se nachází roztavený a částečně odpařený dentin. SEM, originální zvětšení 2000x.
Fig. 5. Dentine surface exposed by Nd:YAG laser radiation with beam diameter of 0.6 mm and pulse energy of 100 mJ per pulse without a dye agent on the surface. Non-affected dentine is visible on the upper left-hand side; melted and partly ablated dentine can be seen in the lower right-hand side of the picture. SEM, original magnification 2000x.



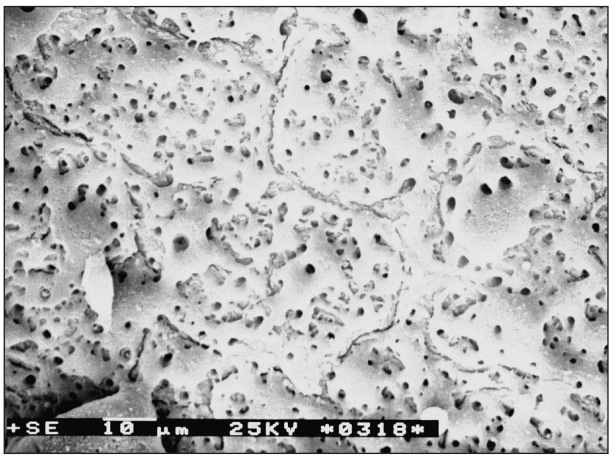
Obr. 6. Na dentinovém povrchu jsou patrné díry po „odvrtání“ laserovým paprskem fokusovaným pravděpodobně na nečistotách nebo kapičkách vody. Energie v pulzu 80 mJ, průměr stopy svazku cca 0,8 mm, čtyřnásobná expozice. SEM, originální zvětšení 500x.
Fig. 6. Holes caused by a “drilling” laser beam focused probably on impurities or water droplets are present on the surface. Laser beam with diameter of 0.8 mm and pulse energy of 80 mJ together with four-fold exposure were used. SEM, original magnification 500x.

dentinu, aniž by povrch zatavily (obr. 6). S vyššími energiemi (nad 100 mJ v pulzu) rovněž narůstá riziko vzniku mikroprasklin či lokální

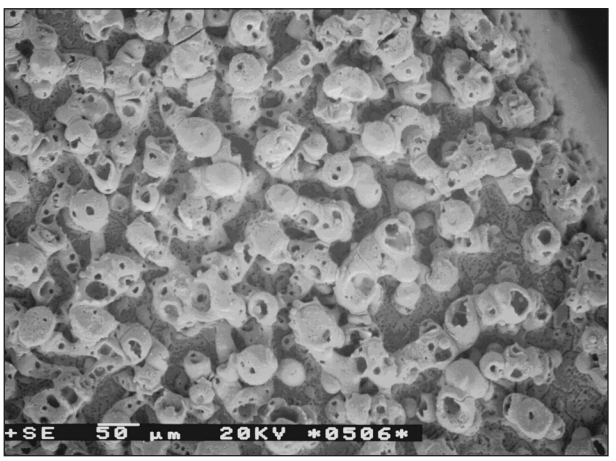
proLékaře.cz | 19.11.2026

karbonizace tkáně. Z provedených pokusů vyplývá, že ozařování holého dentinového povrchu nevede s jistotou k zatavení povrchu.

Proto jsme v další fázi experimentů aplikovali na povrch dentinových vzorků vrstvu barviva, pracovali s nižšími energiemi v pulzu a vzorky exponovali laserovým zářením opakovaně. Barviva nám sloužila jako povrchová absorbens laserového svazku umožňující zvýšení teploty dentinu na povrchu a současně zabraňující nežádoucímu průniku laserového záření do hlubších tkání. Ze čtyř zkoumaných barviv – karmínového indiga, methylénové modři, tatrazinu a erytrosinu se nám jevil jako nejvhodnější vodný roztok erytrosinu. Zatavení dentinových tubulů jsme při použití erytrosinu pozorovali již při energii 30 mJ v pulzu při čtyřnásobné expozici a průměru stopy svazku 0,6 mm. Horní hranici vhodné energie pak představuje hodnota 90 mJ v pulzu při čtyřnásobné expozici s průměrem stopy svazku 0,3 mm. Energie v pulzu mezi těmito hodnotami vedou při použití barviva k poměrně spolehlivému zatavení povrchu dentinu na koronární ploše disku. Výsledný stav dentinového povrchu pak závisí především na energii v pulzu (obr. 7, obr. 8).



Obr. 7. Roztavený dentinový povrch s uzavřenými tubuly. Energie v pulzu 60 mJ, průměr stopy svazku 0,6 mm, čtyřnásobná expozice, na povrchu 5% vodný roztok erytrosinu. SEM, originální zvětšení 2000x.
Fig. 7. A melted dentine surface with closed dentinal tubules. Laser beam with diameter of 0.6 mm and pulse energy of 60 mJ together with four-fold exposure was applied on the surface covered by 5 per cent erythrosine solution in water. SEM, original magnification 2000x.



Obr. 8. Silně roztavený dentinový povrch s uzavřenými tubuly. Energie v pulzu 75 mJ, průměr stopy svazku 0,3 mm, čtyřnásobná expozice, na povrchu 15% vodný roztok erytrosinu. SEM, originální zvětšení 320x.
Fig. 8. Strongly melted surface with closed dentinal tubules. Laser beam with diameter of 0.3 mm and pulse energy of 75 mJ together with four-fold exposition was applied on the surface covered by 15 per cent erythrosine solution in water. SEM, original magnification 320x.

V závěrečné části našich experimentů jsme zkoušeli modifikovat laserovým zářením obvodový dentin disků. Ovlivňování cervikálního dentinu se blíží reálné situaci objevující se v klinické praxi, kdy odhalený dentin a dentinovou hypersenzitivitu často nacházíme v krčkové oblasti zubu. Použité energie se pohybovaly v souladu s výše uvedeným mezi 40 mJ až 90 mJ v pulzu, při čtyřnásobné expozici povrchu, průměru svazku v ohnisku 0,35 mm a aplikaci 15% vodného roztoku erytrosinu. Při dodržení těchto parametrů jsme byli schopni dosahovat poměrně spolehlivého stupně zatavení dentinových tubulů na povrchu ozařovaného vzorku. Výsledek však nelze garantovat se stoprocentní pravděpodobností, neboť interakci ovlivňují další proměnlivé faktory, které vyplývají z fyzikálně chemických vlastností vzorku a nemohou proto být plně pod kontrolou (např. stupeň mineralizace dentinu).

DISKUSE A ZÁVĚR

Termální interakce, které mohou vzniknout ve tkáni vystavené působení laserového svazku, zahrnují širokou škálu změn od koagulace, vaporizace (termální dekompozice) až po karbonizaci a tavení tkáně [13]. Účinek termální interakce závisí na lokálně dosažené teplotě v průběhu a po laserové expozici. Pro roztavení dentinu musí teplota dosáhnout hodnot, při kterých se taví převážně hydroxyapatitová struktura zuboviny (stovky stupňů Celsia). Na straně druhé je třeba přísně kontrolovat vzestup teploty v okolních tkáních, hlavně v dřeňové dutině. Tolerován je vzestup teploty pulpální tkáně pod 5 °C, aby se zabránilo vzniku ireverzibilních změn. Typ interakce také ovlivňuje mikromorfologická charakteristika dentinu daná přítomností dentinových tubulů [14]. Pokud je svazek Nd:YAG laseru rov-

proLékaře.cz | 19.11.2026

noběžný s průběhem dentinových tubulů, je možný hlubší průnik a tepelné poškození zubní dřeně.

V biologických tkáních je absorpce laserového záření ovlivněna hlavně přítomností volných molekul vody, proteinů a pigmentů. Dentin různých zubů se může lišit svým chemickým složením a barvou. Translucentní sklerotický dentin absorbuje málo nebo žádné záření Nd:YAG laseru na rozdíl od dentinu tmavě pigmentovaného [6]. To vede k rozdílům v účincích stejných energií v pulzu Nd:YAG laseru u různých zubů, resp. dentinových vzorků, a činí potíže v predikci typu interakce, jak jsme měli možnost si sami ověřit. Mezi další faktory, které spolurozhodují o úspěšném zatavení dentinových tubulů, patří podle našich zkušeností také drsnost ozařovaného povrchu, nasákavost povrchu pro barvivo a tloušťka fazety.

Otázka volby správného barviva fungujícího současně jako promotor interakce je problematická. Z velkého množství látek, které se ve světě k tomuto účelu používají, jsme vyzkoušeli čtyři barviva. Nejlepší výsledky jsme dosahovali s vodným roztokem erytrosinu, přestože toto barvivo nemá výrazné absorpční maximum na vlnové délce 1064 nm. Při experimentech bez barviv jsme mohli pozorovat účinek laserového svazku pouze v místech nečistot nebo na okrajových hranách dentinových vzorků, kde se objevovaly „navrtané“ díry.

V našich experimentech jsme studovali na dentinových vzorcích připravených z lidských extrahovaných třetích molárů interakci laserového svazku s dentinem při měnících se parametrech pulzního Nd:YAG laseru. Cílem naší práce bylo stanovit fyzikální charakteristiky tohoto typu laseru vhodné k modifikaci dentinového povrchu ve smyslu tubulové okluze. Ukázali jsme, že laserové záření generované standardním pulzním Nd:YAG laserem může být použito k zapečetění otevřených dentinových tubulů. Uzavření dentinových tubulů může být dosaženo jak při interakci pulzů s čistým dentinovým povrchem, tak mnohem výhodněji v případě, kdy je povrch pokryt vrstvičkou absorbujícího barviva. Použití barviva na povrchu zvyšuje spolehlivost dosahovaného zatavení, navíc se v tomto případě snižuje potřebná energie v pulzu. Naše závěry ukazují, že studovaná metoda je perspektivní a po dalším rozpracování by mohla být použita v klinické praxi při řešení problému dentinové hypersenzitivity.

Práce je součástí projektu Ovlivnění cervikálního dentinu lidských extrahovaných zubů Nd:YAG laserem, který byl podpořen grantem IGA MZ ČR č. NK7710-2/2003.

LITERATURA

1. **Zapletalová, Z.:** Ošetření citlivého dentinu. In Stejskalová, J. a spol.: Konzervační zubní lékařství. Praha, Galén a Karolinum, 2003, s. 137–139.
2. **Bor Shiunn, L., Chun Pin, L., Feng Huei, L. et al.:** Ultrastructural changes of human dentin after irradiation by Nd:YAG laser. Lasers in Surgery and Medicine, 30, 2002, s. 246–252.
3. **Lan, W. H., Liu, H. C.:** Sealing of human dentinal tubules by Nd:YAG laser. J. Clin. Laser Med. Surg., 13, 1995, s. 329–333.
4. **Lan, W. H., Liu, H. C.:** Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. J. Clin. Laser Med. Surg., 14, 1996, s. 89–92.
5. **Hossain, M., Nakamura, Y., Kimura, Y. et al.:** Effect of pulsed Nd:YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. J. Clin. Laser Med. Surg., 19, 2001, s. 105–108.
6. **Cox, J. C. M., Pearson, G. J., Palmer, G.:** Preliminary in vitro investigation of the effects of pulsed Nd:YAG laser radiation on enamel and dentine. Biomaterials, 15, 1994, s. 1145–1151.
7. **Ciaramicoli, M. T., Carvalho, R. C. R., Eduardo, C. P.:** Treatment of cervical dentin hypersensitivity using Neodymium: Yttrium-Aluminum-Garnet Laser. Clinical Evaluation. Lasers in Surgery and Medicine, 33, 2003, s. 358–362.
8. **McDonald, A. V., Claffey, N. M., Pearson, G. J.:** Effect of Nd:YAG radiation at millisecond pulse duration on dentine crater depth. Lasers in Surgery and Medicine, 27, 2000, s. 213–223.
9. **Dostálová, T., Jelínková, H., Kučerová, H. et al.:** Bezkontaktní laserová preparace – klinické zhodnocení. Čes. Stomat., 99, 1999, s. 177–187.
10. **McDonald, A., Claffey, N., Pearson, G. et al.:** The effect of Nd:YAG radiation at nanosecond pulse duration on dentine crater depth. Biomaterials, 23, 2002, s. 51–58.
11. **Kimura, Y., Wilder-Smith, P., Yonaga, K. et al.:** Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. J. Clin. Periodontol., 27, 2000, s. 715–721.
12. **Peřina, J. jr., Zapletalová, Z., Chmelíčková, H. et al.:** Sealing of open dentinal tubules by Nd:YAG – laser radiation. Jemná optika a mechanika, 49, 2004, s. 302–305.
13. **Niemz, M. H.:** Laser-tissue interactions. Berlin: Springer-Verlag, 2002, s. 58. ISBN 3-540-42763-5.
14. **Sprimaneepong, V., Palamara, J. E. A., Wilson, P. R.:** Pulpal space pressure and temperature changes from Nd:YAG laser irradiation of dentin. Journal of Dentistry, 30, 2002, s. 291–296.

MUDr. Zdeňka Zapletalová
Klinika zubního lékařství LF UP a FN
Palackého 12
772 00 Olomouc
e-mail: zdenazap@tunw.upol.cz