proLékaře.cz | 10.11.2026

Čes-slov Derm, 85, 2010, No. 3, p. 153–159

Intenzívne pulzné svetlo – biologické a fyzikálne účinky

Sochor M., Buchvald J., Kováčiková Curková A.

Dermatovenerologická klinika LF UK a FNsP, Bratislava
prednostka prof. MUDr. Mária Šimaljaková, PhD.

Súhrn

Intenzívne pulzné svetlo – biologické a fyzikálne účinky

Intenzívne pulzné svetlo (Intense Pulsed Light - IPL) je obľúbenou a rozšírenou ošetrovacou metódou v korektívnej dermatológii. Z technického hľadiska možno IPL prístroje rozdeliť na 2 skupiny: 1. s nekontrolovaným výbojom, 2. s kontrolovaným výbojom. Napriek tomu, že táto metóda nepatrí medzi najnovšie, stále sa zisťujú nové poznatky o princípe jej fungovania. Práve tieto nové informácie odhaľujú potrebu výberu správnych parametrov. Pri zvolení vhodného filtra je napr. možné znížiť energiu záblesku až o 73%, pri zachovaní účinnosti ošetrenia.

Kľúčové slová: **intenzívne pulzné svetlo – IPL – selektívna fototermolýza – fotokinetická selektivita**

Summary

Intense Pulsed Light – Biological and Physical Effects

Intense Pulsed Light (IPL) is a popular and wide-spread corrective dermatology method. From the technical point of view IPL devices can be divided into two groups: 1. devices with uncontrolled discharge and 2. devices with controlled discharge. Although this method is not the latest one, new knowledge about its principles is still coming up revealing the necessity of choosing the right parameters. By choosing the proper filter it is possible to decrease the energy of the flash of light by up to 73% while maintaining the treatment efficacy.

Key words: **intense pulsed light – IPL – selective photothermolysis – photokinetic selectivity**

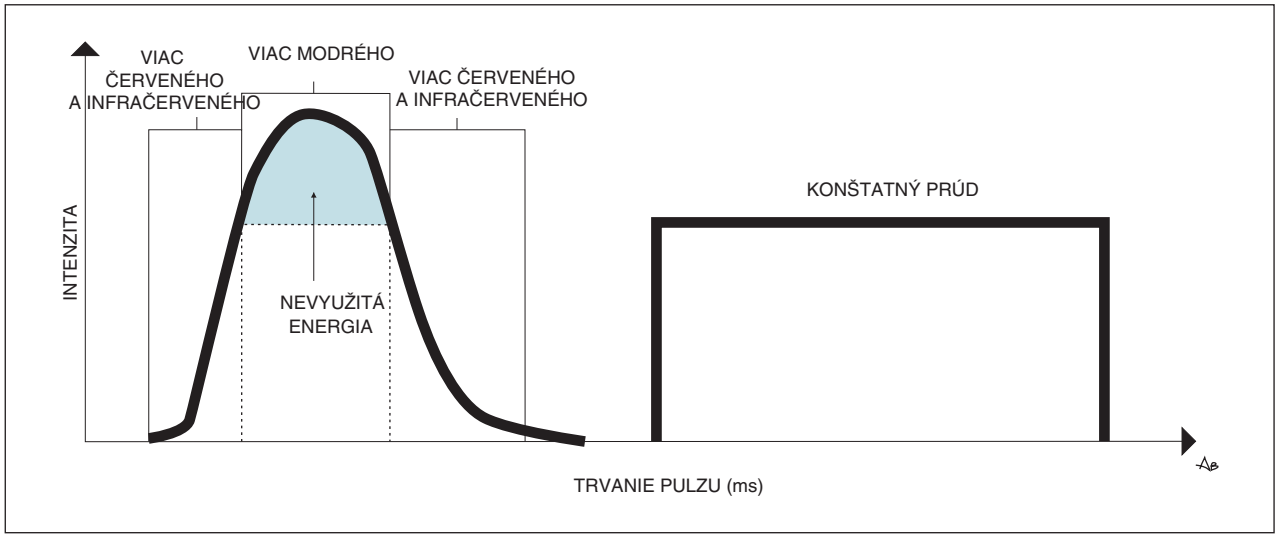
ÚVOD

Intenzívne pulzné svetlo („Intense Pulsed Light“ – IPL) je rozšírenou a stále obľúbenejšou ošetrovacou metódou v zariadeniach lekárskych kozmetík. Stále častejšie sa táto metóda využíva aj v „remeselných kozmetikách“, kde je často v rukách kozmetičiek bez lekárskeho dohľadu. Je to metóda staršia ako si väčšina z nás uvedomuje. Prvý prístroj využívajúci IPL bol skonštruovaný pod názvom „Photoderm“ v roku 1985 (17). V USA sa ako prvý IPL prístroj uvedený na trh uvádza PhotoDerm, ktorý bol k dispozícii od roku 1994 (5). Bol určený na odstraňovanie cievnych malformácií, časom sa však zistilo, že je možné aj ošetrenie štruktúr s vyšším obsahom melanínu (chlpy, pigmentové škvrny). V súčasnosti sa prístroje na báze IPL využívajú na odstránenie prejavov na podklade cievnych zmien, epiláciu, fotorejuvenizáciu, odstraňovanie pigmentových škvŕn, ošetrenie akné a najnovšie sa objavujú práce o priaznivých výsledkoch ošetrenia jaziev.

TECHNICKÉ MINIMUM

Typický prístroj využívajúci IPL pozostáva z nasledujúcich hlavných častí: telo prístroja, hadica spájajúca telo s aplikátorom a aplikátor. V tele prístroja sa nachádzajú: vysokokapacitné kondenzátory, mikroprocesor/y, chladiaci systém, ovládacie prvky, displej. Hadica spájajúca telo s aplikátorom je často hrubšia ako u laserov, pretože obsahuje vodiče pre vysoké napätie a vodné chladenie. V aplikátore je pozdĺžna alebo „U“ trubička – výbojka plnená zmesou plynov, zvyčajne s vysokým obsahom xenónu. Na koncoch výbojky sú elektródy do ktorých prúdi elektrický prúd z kondenzátorov v prístroji. Na spustenie záblesku je potrebné vysoké napätie (do 2000V), ktoré ionizuje plyny vo výbojke (v zahraničnej literatúre a v niektorých prístrojoch sa proces označuje ako „simmering“ alebo „simmer“). Toto sa prejaví miernym rozžiarením výbojky. Neionizované plyny by slúžili ako výborný izolátor. Následne sa z kondenzátorov do výbojky vpustí séria pulzov vysoko intenzívneho prúdu (rádovo tisíce

proLékaře.cz | 10.11.2026



Obr. 1. Porovnanie tvorby pulzu prístrojom s nekontrolovaným vs. kontrolovaným výbojom. V ľavej časti je znázornený priebeh prúdu cez výbojku v prístroji s nekontrolovaným výbojom. Pri postupnom zvyšovaní jeho intenzity je vyžarované spektrum posunuté smerom do červenej a infračervenej časti spektra. V pravej časti je znázornený priebeh prúdu v prístroji s kontrolovaným výbojom. Prúd zostáva počas záblesku konštantný, čím je zaručené vyžiarenie konštantného spektra z výbojky. (Spracované podľa: Town, G., Ash, C., Eadie, E. et al. Measuring key parameters of intense pulsed light (IPL) devices. J Cosmetic Laser Ther, 2007, 9, s. 148 – 160.)

ampérov). Výsledkom je excitácia plynov a následne svetelný záblesk. Jeden takýto pulz trvá niekoľko mikrosekúnd, bežne využívané záblesky IPL však trvajú rádovo milisekundy. Tieto ošetrovacie záblesky sa teda skladajú z tisícov veľmi krátkych pulzov. Účinnosť výbojky (pomer vytvorenej svetelnej energie k dodanej elektrickej energii) je, podľa filtrácie svetla, od 15 do 30 %. Dochádza tu teda k značnej tvorbe tepla. Výbojka je preto aktívne chladená vodou, ktorá sa nachádza v systéme obklopujúcom výbojku. Voda obaľujúca výbojku slúži aj ako filter zachytávajúci dlhšie (infračervené) vlnové dĺžky emitovaného žiarenia. Existujú aj systémy, v ktorých sa ako chladiace médium využíva prúdiaci vzduch. Emitované svetlo sa vedie na povrch kože pomocou optického bloku, vybrúseného zo zafíru alebo optického skla. V oboch prípadoch ide o opticky dobre vodivý materiál. Zafír je drahší, má však vyššiu tepelnú vodivosť, čo umožňuje účinnejšie chladenie epidermy. Medzi základné charakteristické vlastnosti IPL prístrojov patria: 1. emisné spektrum a jeho filtrácia, 2. tvorba pulzu alebo pulzov a 3. chladenie epidermy.

Zdroj IPL vyžaruje svetlo širokého spektra vlnových dĺžok od 300 nm (UV žiarenie) do 1500 nm (infračervené žiarenie). Intenzita svetla a čiastočne aj vlnová dĺžka závisia od veľkosti elektrického náboja privedeného na výbojku. Vlnová dĺžka závisí najmä od zloženia plynného prostredia vo výbojke, materiálu elektród a niektorých elektrických parametrov. Pre medicínske účely nepotrebné vlnové dĺžky sú blokované filtrami. Vývoj sa spočiatku uberal cestou zdokonaľovania optickej filtrácie svetla produkovaného výbojkami. Najprv sa používali absorpčné optické filtre. Neskôr ich niektorí výrobcovia skombinovali s fluorescenčnými filtrami. Výhodou fluorescenčných optických filtrov je, že zachytenú energiu nežiaducej vlnovej dĺžky dokážu premeniť na energiu s využiteľnou vlnovou dĺžkou. Naproti tomu absorpčné optické filtre nedokážu takto zmeniť vlnovú dĺžku. Zachytené elektromagnetické žiarenie zmenia na teplo. Takto vytvorené teplo sa musí primerane rýchlo odvádzať, inak by došlo k prehriatiu filtra, následne aj optického bloku prikladaného na pokožku, čo by vyústilo do tvorby popálenín (12). Filtre sú väčšinou umiestnené medzi výbojkou a optickým blokom a zabezpečujú určité definované spektrum vlnových dĺžok dopadajúcich na kožu (16). V minulosti výrobcovia dodávali k prístrojom aplikátory s rôznymi rozsahmi vlnových dĺžok. Na každý druh zákroku bol určený iný aplikátor a pre dosiahnutie správneho emisného spektra bolo potrebné vymeniť celý aplikátor. Iní výrobcovia využívajú vymeniteľné vložky obsahujúce výbojku a filter, ktoré sa vkladajú do aplikátora. Ďalším prístupom pre zabezpečenie rôznych emisných spektier je prístroj s 3 – 4 aplikátormi s rôznymi emisnými spektrami. Inou možnosťou je priloženie filtra na optický blok. Najčastejším spôsobom výmeny filtrov je vsunutie rámčeka s filtrom do zásuvky na boku aplikátora. Niektoré novšie prístroje využívajú aj technológiu posunutia emisného spektra výbojky pomocou zmeny prechádzajúceho prúdu (13).

Z technického hľadiska môžeme IPL prístroje rozdeliť na 2 skupiny: 1. s nekontrolovaným výbojom alebo 2. s kontrolovaným výbojom. V prvej skupine sa kondenzátor nabije na určitú úroveň a pri výboji sa prúd z neho nechá nekontrolovane prejsť výbojkou. Následne vytvorený záblesk má podobu krivky (jeho intenzita v čase postupne stúpa a postupne klesá). Na začiatku výboja je prúd nižší, vyžiarené spektrum je preto posunuté smerom do infračervenej oblasti. S postupným narastaním prúdu sa vyžiarené spektrum posúva ku kratším vlnovým dĺžkam (do modrej až UV oblasti). Ku koncu záblesku sa s klesajúcou intenzi-

proLékaře.cz | 10.11.2026

tou prúdu posúva emisné spektrum znova k infračervenému spektru. Tým ale dochádza k plytvaniu energie pulzu, keďže ultrafialové a modré ale aj infračervené žiarenie je odfiltrované a nevyužité. Efektívny optický výkon sa mení nielen počas pulzu, ale výrazne varíruje aj pri nastavení rôznych energií pulzu (jeho zmeny sú výraznejšie ako by zodpovedalo nastaveniu na prístroji – nemenia sa lineárne s nastavením prístroja) Naproti tomu prístroje s kontrolovaným výbojom sú schopné počas pulzu vygenerovať konštantný prúd pretekajúci výbojkou. To vedie k tvorbe „pravouhlého pulzu“, preto je emisné spektrum počas trvania záblesku rovnaké, nedochádza k jeho posunom a ani k plytvaniu energie (obr. 1) (18).

IPL zdroje sú schopné vyžarovať svetlo v rozsahu jednotiek až desiatok milisekúnd. Rôzne IPL prístroje využívajú odlišné technológie tvorby pulzu. Najstaršie prístroje boli tzv. jednopulzové – ošetrovací záblesk pozostával z jediného pulzu. Neskôr boli vyvinuté prístroje schopné rozdeliť aplikovanú energiu do niekoľkých tzv. subpulzov, oddelených niekoľko- milisekundovou prestávkou. Zmyslom takejto regulácie je optimalizácia výsledkov ošetrenia, minimalizácia rizika termického poškodenia epidermy, ako aj technická možnosť predĺženia trvania záblesku.

Chladenie kožného povrchu je pri vyšších energiách zábleskov nevyhnutné pre ochranu epidermy. Dosahuje sa rôznymi spôsobmi. Medzi najstaršie patrí sprejovanie optického bloku prikladaného na pokožku chladiacim sprejom. Táto metóda značne predlžuje prácu, pre neustále prestávky medzi zábleskami. Ďalšou možnosťou je použitie chladiacich sprejov integrovaných do aplikátora. Iným prístupom je použitie predchladených gélov alebo prúdu chladeného vzduchu. Medzi najčastejšie používané metódy patrí chladiaci systém odvádzajúci teplo z epidermy vďaka chladeniu optického bloku (5). Tieto systémy využívajú tzv. Peltierove články, ktoré na jednom konci chladia a na druhom sa zohrievajú. Takto vytvorené teplo odovzdávajú chladiacemu systému v prístroji.

BIOLOGICKÉ ÚČINKY INTENZÍVNEHO PULZNÉHO SVETLA

Účinnosť svetelného záblesku na úrovni epidermálnych a dermálnych štruktúr je založená na *teórii selektívnej fototermolýzy* zavedenej Andersonom a Parrishom v roku 1983 (2).

Táto teória predpokladá , že rôzne farebné častice, tzv. chromofóry (napr. melanín, hemoglobín a pod.) nachádzajúce sa v koži, selektívne absorbujú svetlo rôznej vlnovej dĺžky. Absorbované svetlo je v chromofóroch zmenené na teplo, ktoré sa rýchlo radiáciou a vedením rozptýli do okolitého tkaniva. Aby mohlo dôjsť k fyzikálnym zmenám a objaveniu sa klinických účinkov, musia chromofóry dosiahnuť kritickú teplotu, čo je možné vtedy, keď stupeň aktívneho ohrievania cieľového tkaniva je rýchlejší ako stupeň pasívneho chladenia.

Selektívna termolýza môže byť dosiahnutá pri dodržaní troch podmienok:

1. Použitie svetla definovanej vlnovej dĺžky, ktorá preniká do určitej hĺbky a je prednostne absorbovaná určitými chromofórmi.

2. Trvanie expozície menej alebo rovnako dlho ako termálny relaxačný čas (TRT) cieľových chromofórov (TRT je definovaný ako čas potrebný na 50% ochladenie cieľového tkaniva následne po expozícii svetelnému zdroju s dostatočnou energiou na fototermolýzu chromóforu) (9).

3. Dostatočná energia dosahujúca teplotu, ktorá vyvoláva klinický účinok bez poškodenia okolitého tkaniva.

Táto teória nemôže byť úplne aplikovaná na IPL, pretože je založená na aplikácii vysokej energie a krátkeho pulzu, ktorý sa používa pri laseri na selektívne poškodenie cieľových chromofórov. Pochopenie tejto teórie je východiskom pre teoretický základ použitia IPL.

V roku 2001 bola zverejnená *rozšírená teória selektívnej fototermolýzy.* Táto vychádza z hlbšieho poznania biologických štruktúr, v ktorých nemusia byť časti obsahujúce chromofór totožné s cieľovými štruktúrami, resp. ciele nemusia mať rovnomerný obsah chromofóru. Napríklad pre dlhodobú epiláciu je potrebné tepelne poškodiť kmeňové bunky nachádzajúce sa medzi vonkajšou pošvou vlasu a okolitým spojivovým tkanivom. Tieto však, na rozdiel od buniek v matrix, neobsahujú melanín a nie sú preto priamo ovplyvnené zábleskom IPL. Pre ich tepelné poškodenie je potrebné, aby teplo získané v pigmentovaných častiach vlasu difundovalo až k nim. Autori zaviedli nový pojem, termálny čas potrebný na ireverzibilné poškodenie cieľových štruktúr („Thermal Damage Time“ – TDT). Je to čas potrebný na difúziu tepla schopného poškodiť cieľové bunky bez neselektívneho poškodenia okolia. Na základe tejto teórie by mali byť nerovnako pigmentované ciele ožiarené dlhšími pulzmi ako podľa teórie selektívnej fototermolýzy. Okrem epilácie sa táto teória vzťahuje aj na odstraňovanie cievok. V tomto prípade je chromofór v ich strede a po jeho zahriatí je potrebná difúzia tepla do cievnej steny, aby táto bola tepelne poškodená a nedošlo k rekanalizácii. Pri použití tejto teórie v praxi sa do popredia dostáva potreba chladenia pre ochranu epidermy (1).

Dôležitosť dĺžky pulzu pre optimálny výsledok ošetrenia opisuje *koncept fotokinetickej selektivity* založený na pokusoch s pulzným farbivovým laserom s rôznymi dĺžkami pulzov aplikovaným na cievky rôznych priemerov (4,10). U malej cievky dochádza po ožiarení k okamžitej difúzii tepla do okolia. U väčšej cievky sa okamžitá difúzia tepla nedá predpokladať. Pre jej účinné poškodenie je potrebná difúzia tepla zo steny uloženej bližšie ku kožnému povrchu smerom k hlbšie uloženej stene. Okrem toho je potrebný čas na difúziu tepla zachyteného v strede cievky do jej stien. Výsledky uvedených štúdií dokázali, že pri ožiarení dlhými pulzmi (okolo 10ms) dochádza k účinnej koagulácii ciev s väčšími polomermi. Menšie cievky a kapiláry ale zostávajú rezistentné voči dlhšiemu pulzu. Malé kapiláry uložené v pars papillaris dermis neabsorbujú dlhotrvajúce záblesky tak účinne ako cievy s väčšími

proLékaře.cz | 10.11.2026

polomermi, čo prispieva k ochrane epidermy pri použití dlhšie trvajúcich pulzov (okolo 12ms) (8). Inou možnosťou použitia *konceptu fotokinetickej (termokinetickej) selektivity* je rozdelenie zábleskov do viacerých synchronizovaných pulzov. Počas série zábleskov je teplo zadržané vo väčších cieľoch (cievky, vlasové korienky) efektívnejšie ako v menších, čo umožňuje dosiahnuť lepšiu ochranu epidermy a efektívnejšie zasiahnutie cieľov (12).

Účinky IPL na molekulárnej úrovni neboli doteraz príliš preskúmané a táto technológia bola vnímaná skôr mechanisticky: záblesk → teplo → poškodenie/zničenie cieľa. Najnovšia práca taiwanských autorov dokázala, že záblesky IPL znižujú aktivitu a expresiu matrixovej metaloproteinázy 2 (MMP-2). Autori použili prístroj s filtrom neprepúšťajúcim pod 570 nm, 3 subpulzy trvajúce 7 ms s intervalmi 70 ms a rôzne dávky žiarenia (20, 50 a 75 J/cm^2). Zníženie aktivity MMP-2 bolo priamo úmerné dávke žiarenia a efekt pretrvával minimálne 3 dni. Autori tiež zistili zníženie expresie génov pre TIMP-2 (tkanivový inhibítor metaloproteináz) a MMP-14. TIMP-2 má tiež funkciu akéhosi mostíka pre aktiváciu MMP-14, ktorá následne aktivuje MMP-2 z pro-MMP-2 formy. IPL má teda vplyv na transkripciu aj transkripčnú modifikáciu MMP-2 (21). Táto skutočnosť nie je až taká prekvapivá pretože prístroje využívajúce nízkoenergetické zdroje svetla („Low Level Laser Therapy“ – LLLT) pracujú na princípe molekulárnych zmien, ktoré sú dokumentované (20).

INTERAKCIA IPL S TKANIVAMI

Vlastnosti svetla emitovaného výbojkami IPL majú úplne odlišné vlastnosti od laserov. Najvýznamnejšie odlišnosti sú tie, že intenzívne pulzné svetlo nie je polarizované (fotóny IPL nekmitajú v 1 rovine), nie je koherentné (jeho fotóny nekmitajú v rovnakej fáze) a je polychromatické, teda obsahuje široké spektrum vlnových dĺžok od 300 nm do 1500 nm na rozdiel od lasera s jednou vlnovou dĺžkou.

Elektromagnetické žiarenie vyžarované laserom alebo IPL má schopnosť penetrovať do kože. Hĺbka penetrácie je závislá od vlnovej dĺžky a od intenzity žiarenia. Pre oblasť viditeľného svetla platí pravidlo, že so stúpajúcou vlnovou dĺžkou stúpa schopnosť svetla prenikať do hĺbky kože.

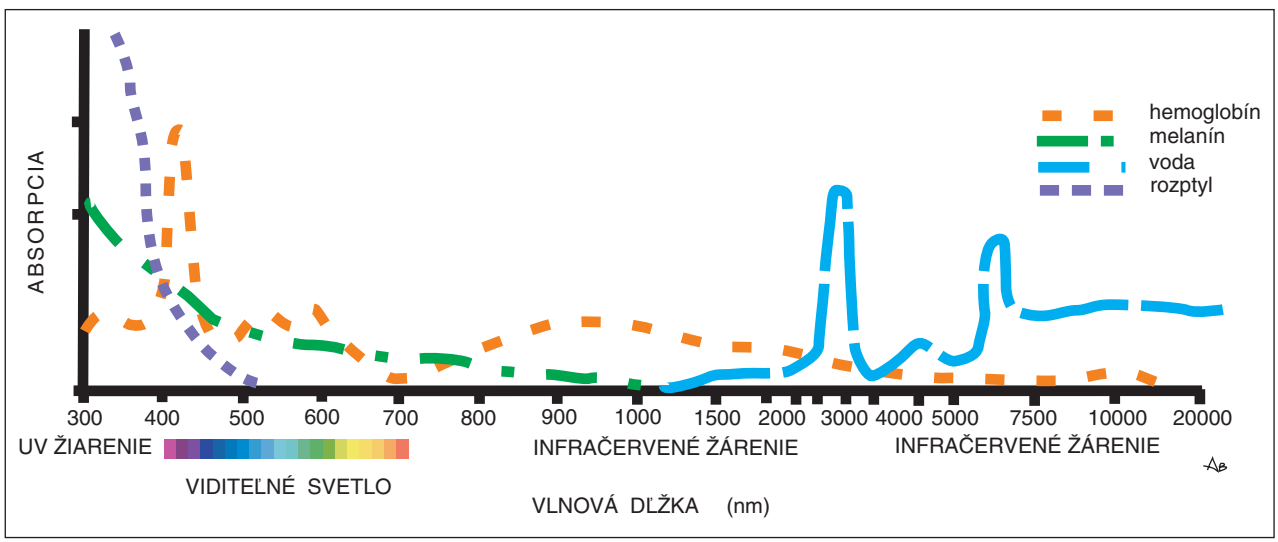
Absorpcia svetla je nevyhnutná pre účinok na tkanivá. Hlavné cieľové chromofóry v koži sú melanín, hemoglobín a voda (obr. 2). Niektoré prístroje IPL majú žiariče určené na ošetrenie zápalových foriem akné. V tomto prípade je cieľovým chromofórom protoporfyrín IX, ktorého absorpčné maximum je pri 415 nm.

Melanín má široké absorpčné spektrum klesajúce od ultrafialového po začiatok infračerveného žiarenia. Použitie vlnových dĺžok nielen na hranici UV žiarenia a viditeľného svetla, ale aj vyšších, na postihnutie štruktúr s obsahom melanínu, je odôvodnené prienikom, zvyšujúcim sa s narastajúcou vlnovou dĺžkou (19).

Hemoglobín je prítomný v 2 formách, ako oxyhemoglobín a deoxyhemoglobín. Absorpčné krivky oboch foriem sú veľmi podobné (obr. 3) s absorpčným vrcholom okolo 430nm, následným poklesom, ďalším vrcholom pri 530 nm. Nad 600 nm sa krivky rozchádzajú pre prudký pokles absorpcie oxyhemoglobínom. Medzi 800 a 900 nm dosahujú obe absorpčné krivky stúpajúce plató nasledované poklesom od 950 nm (8).

Absorpcia viditeľného svetla vodou je zanedbateľná a absorpčná krivka vody sa dvíha od osy x až v infračervenej oblasti elektromagnetického žiarenia (8).

Absorpcia svetla v koži je ovplyvňovaná interakciou svetla a tkaniva – odrazom, prenosom a rozptýlením. Svet-



Obr. 2. Absorpčný graf. Absorpčný graf hlavných chromoforov v koži: hemoglobínu, melanínu, vody. V grafe je tiež znázornený pokles rozptylu svetla v koži so vzrastajúcou vlnovou dĺžkou. Spracované podľa www.shorelaser.com, 2.5.2005 a Kauvar, ANB., Troilius, A.: Laser and Light Treatment of Acquired and Congenital Vascular Lesions In: Robinson, JK., Hanke, CW., Sengelmann, RD., Siegel, DM., eds.: Surgery of the skin. Elsevier Mosby, Philadelphia 2005, s. 625–644.

proLékaře.cz | 10.11.2026

lo môže byť odrazené od povrchu kože alebo iného materiálu naspäť k zdroju alebo iným smerom. Príčinou je najmä optická nehomogénnosť sústavy „žiarič – koža“. Na predchádzanie tomuto javu sa používajú kontaktné gély, ktoré sú opticky homogénne a neobsahujú vzduchové bublinky. Jednou z príčin rozptýlenia svetla sú vzduchové bubliny nachádzajúce sa v géli, naproti tomu kolagén je hlavnou príčinou rozptylu v derme. Vo všeobecnosti platí, že čím vyššia je vlnová dĺžka, tým menší je rozptyl. Z uvedeného vyplýva, že so stúpajúcou vlnovou dĺžkou stúpa aj schopnosť žiarenia prenikať do kože. Toto pravidlo platí pre viditeľné svetlo, pretože v oblasti infračerveného žiarenia stúpa absorpcia vodou, ktorá prienik žiarenia výrazne znižuje (1,15).



Obr. 3. Porovnanie absorpcie oxy- a deoxyhemoglobínu. Porovnanie absorpčných kriviek oxy- a deoxyhemoglobínu. Absorpcia oxyhemoglobínu je znázornená svetlou farbou, absorpcia deoxyhemoglobínu tmavou farbou. Spracované podľa: Ross, EV., Smirnov, M., Pankratov, M. et al. Intense pulsed light and laser treatment of facial teleangiectasias and dyspigmentations: some theoretical and practical comparisons. Dermatol Surg, 2005, 31, p. 1188–1198 a Goldman, MP., Weiss, RA., Weiss, MA. Intense pulsed light as a nonablative approach to photoaging. Dermatol Surg, 2005, 31, p. 1179–1187.

Správna vlnová dĺžka

Pri pohľade na absorpčné krivky melanínu, hemoglobínu, vody, prípadne protoporfyrínu IX je zrejmé, že nie sú monochromatické. Výhodou technológie IPL je, že má emisné spektrá, schopné pokryť absorpčné krivky cieľových chromofórov, a to podľa vhodne zvoleného filtra. Vhodné emisné spektrum musí byť v cieľovom chromofóre (napr. v Hb) účinne absorbované, malo by byť čo najmenej absorbované v ostatných chromofóroch (najmä v melaníne) a malo by mať dostatočnú penetráciu na dosiahnutie cieľových štruktúr obsahujúcich cieľový chromofór (7).

Pri bežných výkonoch akými sú rejuvenizácia, odstraňovanie teleangiektázií, depilácia a podobne sú vlnové dĺžky pod 525 nm považované za škodlivé, pretože majú veľmi malú penetráciu do hĺbky a sú absorbované hlavne v melaníne vo vonkajších vrstvách epidermy, čím môžu spôsobiť zmenu pigmentácie a popáleniny. U tmavých fototypov (V-VI) sa pre predchádzanie vychytaniu záblesku v epidermálnom melaníne používajú vyššie vlnové dĺžky. Preto sa u tmavých fototypov používajú aj na epiláciu filtre zachytávajúce vlnové dĺžky do 755 nm (3). Zúženie emisného spektra umožňuje efektívne využitie aj zábleskov nižších energií. Napríklad pre ošetrenie cievok u svetlých fototypov je možné zúžiť emisné spektrum z tradičných 560–1200 nm na 555–950nm, čím sa dosiahne zníženie vyžiarenej energie o 30 %. Pri zúžení spektra na 530–750nm je možné znížiť energiu záblesku až o 73 %, pri zachovaní účinnosti ošetrenia (11). Z uvedeného vyplýva, že priame porovnanie použitých energií v jednotlivých štúdiách je bez zohľadnenia použitých emisných rozsahov nemožné. U tmavších fototypov, opálených jedincov alebo pri odstraňovaní väčších a hlbšie uložených cievok je potrebné použiť vyššie vlnové dĺžky pre ich hlbší prienik a menšiu absorpciu v melaníne.

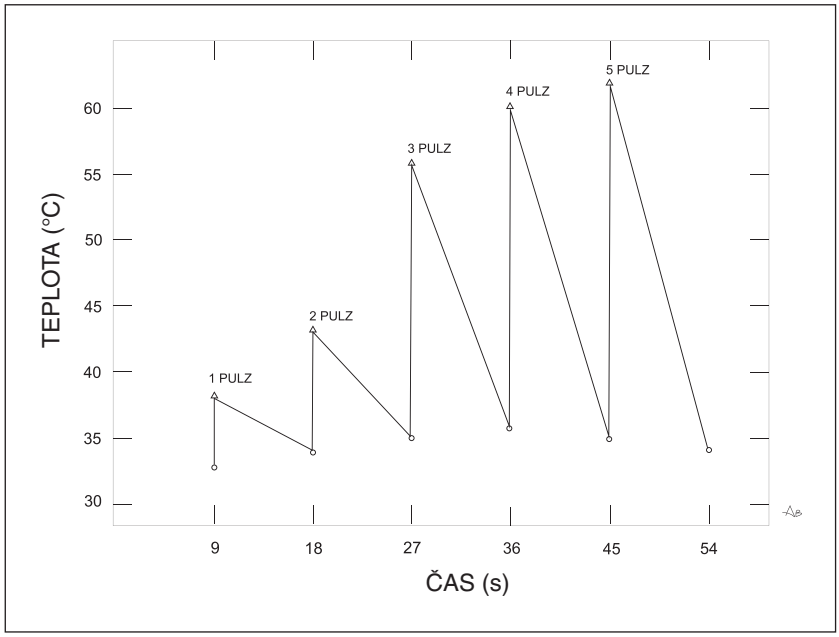
Tvorba pulzu

Pre vyvolanie biologických účinkov (fototermálnej reakcie) musí pulz svetelnej energie preniknúť k cieľovým štruktúram – chromofórom. Ak je pulz svetelnej energie dodaný v rámci TRT, potom teplo v cieľovom tkanive vzniká počas pôsobenia pulzu. Pre rovnomerne pigmentované cieľové štruktúry je ideálne trvanie pulzu rovné alebo kratšie ako TRT cieľového tkaniva. V prípade potreby dosiahnutie TDT (epilácia, odstraňovanie cievnych malformácií) musí záblesk trvať ešte dlhšie.

Množstvo svetelnej energie znamená množstvo energie dodávané cieľovému tkanivu za určitý čas a vyjadruje sa v jouloch. Pre zjednodušenie porovnávania rôznych prístrojov s rozličnými aplikačnými plochami sa táto energia preratúva na centimeter štvorcový (cm^2). Pre rôzne aplikácie sa používajú empiricky zistené energie (najčastejšie v rozsahu 20 – 50 J/cm^2. Pre danú aplikáciu platí, že u svetlejších fototypov sa môžu použiť vyššie energie. U tmavých fototypov (V a IV) treba energie pulzov znižovať pre úzke terapeutické okno.

Pri nastavení trvania pulzu alebo sekvencie pulzov sa riadime zistenými TRT. TRT epidermy typickej hrúbky (100 µm) je asi 1 ms. U cievky s priemerom 100 µm sú to

proLékaře.cz | 10.11.2026



Obr. 4. Zmeny teploty kože v závislosti od počtu zábleskov. Zmeny teploty kože spôsobené sériou po sebe nasledujúcich zábleskov s nastavením: energia 18 J/cm^2, dĺžka pulzu: 30 ms, interval medzi pulzami: 9 s. Spracované podľa: Myhill, J., Bäumler, W., Hennings, L. et al. The interaction of broadband intense pulsed light (IPL) and skin during a multi-pulse application. Medical Laser Application, 2008, 23, p. 71–78.

približne 4 ms, pri priemere 300 μm, je to už 10 ms. Z uvedeného vyplýva, že krátke pulzy sú efektívnejšie pre zohrievanie malých ciev. U belocha s veľmi drobnými cievkami je výhodnejšie použiť sekvenciu krátkych pulzov, naproti tomu u tmavého fototypu (IV–VI) s väčšími cievami je bezpečnejšie použiť dlhý pulz (18). Iný autor navrhuje použiť u tmavých fototypov skôr 2 pulzy oddelené dlhou prestávkou (50–100 ms) za súčasného chladenia epidermy. Dlhá prestávka umožní ochladenie epidermy, zatiaľ čo teplo zadržané v cieve potrebuje oveľa dlhší čas pre únik, a preto zostáva v cieve, ktorú poškodzuje (8).

Pre epiláciu sa zväčša využívajú sekvencie tzv. „subpulzov“, z ktorých pozostávajú jednotlivé pulzy. Subpulzy trvajú zvyčajne od 1,5 do 3,5 ms a sú oddelené prestávkami podľa fototypu. U bledých fototypov sa používajú krátke subpulzy s krátkymi prestávkami, u tmavých fototypov sa subpulzy oddeľujú intervalmi dlhými aj 125 ms. Tým sa zaručuje dostatočné chladenie epidermy (5).

Ďalšou možnosťou tvorby sekvencií pulzov je tzv. stohovanie pulzov. Ide o techniku, kedy je aplikátor priložený na jednom mieste a je aplikovaných niekoľko pulzov po sebe, pričom prestávky medzi nimi trvajú aj niekoľko sekúnd. Pokusmi na živých zvieracích modeloch sa zistilo, že po každom pulze trvajúcom 30 ms došlo k zvýšeniu teploty kože a jej poklesu na úroveň pred aplikovaním pulzu (obr. 4). Prestávka medzi pulzmi bola 9 sekúnd, čo presahuje čas potrebný na pokles teploty na úroveň pred aplikáciou pulzu (6 s). V tomto prípade teda nešlo o akumuláciu tepla, ale o zmenu optických vlastností kože, v ktorej sa po každom ďalšom záblesku zvýšil prietok krvi. Tým došlo k účinnejšej absorpcii svetla. Po piatich záblesoch bez epidermálneho chladenia došlo k poškodeniu epidermy. Pri použití epidermálneho chladenia došlo po piatich zábleskoch k poškodeniu ciev v horných vrstvách dermy, bez poškodenia epidermy (6).

Chladenie epidermy

Pre použitie IPL je dôležité, v rámci predchádzania tepelnému poškodeniu epidermy, jej vhodné chladenie. Hlbšie vrstvy kože sú chladené cez chladený povrch kože chladiacim médiom. Väčšina prístrojov je schopná schladiť epidermu z pokojovej teploty 32 °C na 12 až 18 °C (podľa materiálu, z ktorého je prikladaný optický blok) (13). Rýchlosť prechodu tepla medzi kožou a chladiacim médiom závisí od rozdielu teploty medzi dvomi materiálmi (koeficient tepelného transportu). Je to komplikované tým, že stratum corneum, ktoré má veľmi nízku tepelnú vodivosť pre svoju nízku hydratáciu, limituje rýchlosť prenosu tepla. Toto môže byť zlepšené použitím veľmi jemnej vrstvy chladiaceho hydratačného gélu, čo má viacero výhod:

1. zvyšuje vodivosť stratum corneum
2. vypĺňa vrásky a póry v koži a zabraňuje vzniku vzduchových bublín medzi aplikačnou plochou a epidermou.

Všeobecne sa dá povedať, že chladenie je nevyhnutné pri použití vyšších energií (odstraňovanie cievnych malformácií, epilácia) a pri ošetrovaní tmavých fototypov (kde hrozí poškodenie epidermis). Naproti tomu pri odstraňovaní povrchovo uložených pigmentových škvŕn je chladenie skôr na príťaž (ochladí povrchovo uložené ciele, čím sa ošetrenie minie účinkom).

ZÁVER

Využitie IPL v estetickej dermatológii má svoje široké uplatnenie pri odstraňovaní hyperpigmentácií, hypertrichózy, cievnych malformácií ako i omladení kože. Medzi novšie oblasti použitia IPL patrí ošetrenie akné a hypertrofických jaziev. Veľmi sľubnými sa zdajú byť kombinácie IPL s inými fyzikálnymi modalitami, ako napr. s rádiofrekvenčnou energiou alebo podtlakom. Novinkou na poli IPL sú prístroje pre domáce použitie, ktoré sa postupne dostávajú na trh. Zdá sa preto, že ani po dvoch desaťročiach prítomnosti tejto technológie sa s ňou tak skoro nerozlúčime.

Poďakovanie

Úprimná vďaka patrí grafičke Bc. A. Bundovej za jej trpezlivé spracovávanie grafických predlôh.

proLékaře.cz | 10.11.2026

LITERATÚRA

1. ALTSHULER, GB., ANDERSON, RR., MANSTEIN, D., ZENZIE, HH., SMIRNOV, MZ. An extended theory of selective photothermolysis. Lasers Surg Med, 2001, 29, p. 416–432.
2. ANDERSON, RR., PARRISH, JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. Science, 1983, 220, p. 524–7.
3. BJERRING, P., CHRISTIANSEN, K., TROILIUS, A., et al. Facial photo rejuvenation using two different intense pulsed light (IPL) wavelength bands. Lasers Surg Med, 2004, 34, p. 120–126.
4. DIERICKX, CC., CASPARIAN, JM., VENUGOPALAN, V. et al. Thermal relaxation of port-wine stain vessels probed in vivo: the need for 1 – 10 millisecond laser pulse treatment. J Invest Dermatol, 1995, 105, p. 709–714.
5. GOLD, M. H. Lasers and light sources for the removal of unwanted hair. Clinics in Dermatology, 2007, 25, p. 443–453.
6. GOLD, MH., BELL, MW., FOSTER, TD., STREET, S. One-year follow-up using an intense pulsed light source for long-term hair removal. J Cutan Laser Ther, 1999, 1, p. 155–163.
7. GOLD, MH., FOSTER, TD., ADAIR, M., STREET, S. The treatment of dark skin (types V and VI) with the intense pulsed light source for hair removal. Int J Cosmet Surg Aesthet Dermatol, 2000, 2, p. 1–5.
8. GOLDMAN, MP., WEISS, RA., WEISS, MA. Intense pulsed light as a nonablative approach to photoaging. Dermatol Surg, 2005, 31, p. 1179–1187.
9. CHOI, B., WELCH, AJ. Analysis of thermal relaxation during laser irradiation of tissue. Laser Surg Med, 2001, 29, p. 351–359.
10. KIMEL, S., SVAASAND, LO., HAMMER-WILSON, M. et al. Differential vascular response to laser photothermolysis. J Invest Dermatol, 1994, 103, p. 693–700.
11. MYHILL, J., BÄUMLER, W., HENNINGS, L. et al. The interaction of broadband intense pulsed light (IPL) and skin during a multi-pulse application. Medical Laser Application, 2008, 23, p. 71–78.
12. RAULIN, CH., GREVE, B., GREMA, H. IPL Technology: a review. Lasers Surg Med., 2003, 32, p. 78–87.
13. ROSS, E.V. Laser versus intense pulsed light: competing technologies in dermatology. Lasers Surg Med., 2006, 38, p. 261–272.
14. ROSS, EV., SMIRNOV, M., PANKRATOV, M. et al. Intense pulsed light and laser treatment of facial teleangiectasias and dyspigmentations: some theoretical and practical comparisons. Dermatol Surg, 2005, 31, p. 1188–1198.
15. SHERWOOD, KA., MURRAY, S., KURBAN, A.K. et al. Effect of wavelength on cutaneous pigment using pulsed irradiation. J Invest Dermatol, 1989, 93, p. 28–32.
16. SOCHOROVÁ, R., SOCHOR, M. Intenzívne pulzné svetlo (IPL). Derma, 2006, vol. 6, 1, s. 23–28.
17. STANGL, S., HADSHIEW, I., KIMMING, W. Side effects and complications using intense pulsed light (IPL) sources. Medical Laser Application, 2008, 23, p. 15–20.
18. TOWN, G., ASH, C., EADIE, E. et al. Measuring key parameters of intense pulsed light (IPL) devices. J Cosmetic Laser Ther, 2007, 9, p. 148–160.
19. TROILIUS, A, TROILIUS, C. Hair removal with a second generation broad spectrum intense pulsed light source – a long-term follow-up. J Cutan Laser Ther, 1999, 1, p. 173–178.
20. WINSTANLEY, DA., UEBELHOER, NS.: Future considerations in Cutaneous Photomedicine. Semin Cutan Med Surg, 2008, 27, p. 301–308.
21. WONG, WR., SHYU, WL., HSU, KH., LEE, HY., PANG, JHS. Intense pulsed light modulates the expression of MMP-2, MMP-14 and TIMP-2 in skin dermal fibroblasts cultured within contracted collagen lattices. J Dermatol Science, 2008, 51, p. 70–73.

Došlo do redakce: 16. 10. 2009

MUDr. Martin Sochor
Dermatovenerologická klinika LF UK a FNsP
Mickiewiczova 13
813 69 Bratislava
SR
E-mail: martin.sochor@gmail.com