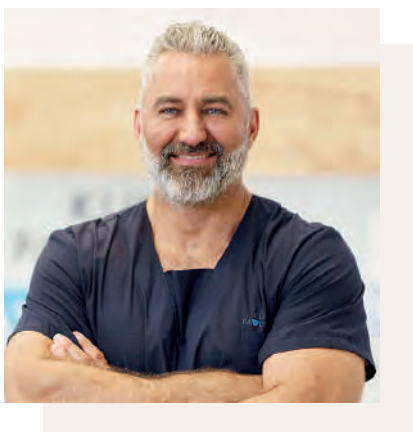


KIEDY LASEROTERAPIA JEST BEZPIECZNA I SKUTECZNA?

Istnieje pięć podstawowych parametrów do prawidłowej obsługi laserów wysokoenergetycznych. Dzięki nim zabiegi dają najlepsze efekty.



dr Bartosz Pawlikowski

Specjalista dermatologii i wenerologii, wysokiej klasy ekspert w dziedzinie laseroterapii, członek Amerykańskiego Towarzystwa Laseroterapii i założyciel pierwszego w Polsce Centrum Szkoleń z Laseroterapii w Praktyce kształcącego lekarzy. Konsultant w dziedzinie dermatologii w Instytucie Centrum Zdrowia Matki Polki w Łodzi oraz ekspert Polskiego Towarzystwa Chorób Atopowych (PTCA). W 2004 roku ukończył Wojskową Akademię Medyczną na Wydziale Lekarskim, a w 2013 roku pod opieką prof. Andrzeja Kaszuby uzyskał specjalizację dermatologa i wenerologa. W 2014 roku założył Medevac, obecnie Klinika Pawlikowski, oferując kompleksowe usługi medyczne w leczeniu dzieci i dorosłych.

Dokładne zrozumienie parametrów związanych z wyborem leczenia laserem lub intensywnym źródłem światła (IPL) jako opcji terapeutycznej jest niezbędne do bezpiecznego i skutecznego leczenia. Podobnie jak kolejność działań w matematyce, te podstawowe zasady mają równoległy skutek. Jeśli nie zostaną one opanowane i prawidłowo zastosowane, nigdy nie będziesz mieć kontroli nad leczeniem i będziesz zdany na całkowitą łaskę urządzenia i protokołów producenta, które często są jedynie „bezpieczne”. Za każdym razem, gdy urządzenie laserowe lub wykorzystujące światło jest używane, należy wziąć pod uwagę pięć parametrów: długość fali, moc, rozmiar plamki, szerokość impulsu i chłodzenie. Gdyby urządzenie laserowe umożliwiałoby niezależną kontrolę każdego

z tych parametrów, można byłoby precyzyjniej dostosować leczenie do potrzeb pacjenta. Urządzenia, które pozwalają lekarzowi na swobodę personalizacji tych pięciu ustawień, tworzą idealne środowisko dla maksymalnej wydajności przy minimalnym ryzyku. Warunek? Trzeba rozumieć urządzenie.

Długość fali elektromagnetycznej

Długość wybranej przez nas fali elektromagnetycznej (technologii) zależy od docelowego chromoforu w tkance. Każda długość fali ma unikatową charakterystykę absorpcji w jednym z naszych endogennych chromoforów: melaninie, hemoglobinie, oksyhemoglobinie i wodzie, a ostatnio również kolagenie. Spośród wielu interakcji tkanek z emitowaną przez urządzenie energią obowiązują dwie podstawowe zasady: absorpcja i rozpraszanie. Pochłanianie



ma kluczowe znaczenie dla uzyskania docelowego efektu leczenia. Im wyższa absorpcja i mniejszy promień rozpraszania, tym mniej energii będzie trzeba zdeponować w docelowej tkance, żeby osiągnąć oczekiwany efekt (redukcję rumienia, usunięcie włosa itd.). Ponadto im wyższa absorpcja, tym bardziej powierzchowna penetracja. Ogólnie rzecz biorąc, w widmie od ultrafioletu (UV) do bliskiej podczerwieni (IR), krótsze fale

(200–600 nm) powodują bardziej powierzchowną penetrację ze względu na ich wzór absorpcji, a dłuższe fale (650–1200 nm) powodują głębszą penetrację tkanki. Najmniej przenikające długości fal znajdują się w widmie dalekiego UV (ekscymeryrowego) – krótkie fale, i dalekiej podczerwieni (CO₂) – duże powinowactwo do wody. Powszechnie stosowane urządzenia do resurfacingu powierzchni zawierające erb i dwutlenek węgla wykorzystują te dalekie długości fal podczerwieni (2940 nm i 10 600 nm) do skutecznej fototermolizy tkanek.

Docelowe chromofory mają różne lokalizacje w tkance. Pierwszym z nich i najobficiej występującym jest woda, która jest jednorodna w całej tkance. Woda jest

powszechnie wykorzystywana bezpośrednio lub pośrednio do stymulacji tkanek i terapii ablacyjnych, takich jak mikroresurfacing.

Lasery CO₂ i erbowe (erbowo-yagowy, erbowo-szkłany) to dwie najczęściej stosowane metody rewitalizacji skóry. Nowsze techniki frakcjonujące energię lasera tworzą kolumny mikrouszkodzeń termicznych połączonych lub nie z rdzeniem ablacji, otoczone nieuszkodzoną tkanką i przydatkami skórnymi, co skutkuje korzyścią w postaci krótszego okresu rekonwalescencji przy mniejszej całkowitej powierzchni poddanej zabiegowi i zwiększonemu wskaźnikowi



kolagenezy w opracowanych obszarach. Melanina występuje w naskórku i jest wytwarzana przez melanocyty. Komórki te znajdują się także w głębokiej skórze właściwej i tkance podskórnej, a także na powierzchni mieszków włosowych, które są celem zabiegów depilacji i usuwania owłosienia. Krew to kolejny chromofor przeznaczony do leczenia wieloma urządzeniami laserowymi i świetlnymi, przy czym rzeczywistym celem są półprzezroczyste ściany naczyń, które znajdują się w obrębie warstwy brodawkowej lub siateczkowej skóry właściwej. Długości fal w widmie widzialnym najlepiej odpowiadają przeciwnemu kolorowi. Długości fal w widmie bliskiej podczerwieni odpowiadają najciemniejszemu obecnemu odcieniowi szarości. Podobnie jak jest różnica w nagrzewaniu się samochodu w świetle słonecznym, niebieski samochód pod koniec dnia jest cieplejszy niż żółty samochód tej samej marki i modelu. Zasada ta dotyczy również laserów i celów tkankowych. Biały naskórek zawiera znacznie mniejszą ilość melaniny niż ciemna skóra, a zatem jest mniej docelowy w oparciu o gęstość chromoforu (pigmentu). Należy pamiętać, że przy dłuższych falach (1200 nm) absorpcja energii przez naskórek zależy od zawartości wody, a nie od pigmentu.

Gęstość energii

Moc i wielkość plamki to indywidualne parametry, które po połączeniu zapewniają gęstość mocy. Kombinacja tych dwóch cech powie nam, ile energii (fotonów) i ciepła dostarczone do tkanki w przeliczeniu na 1 cm². Podobnie jak w przypadku soczewki powiększającej, określona liczba fotonów jest kierowana do skoncentrowanego obszaru, co powoduje specyficzny wzrost temperatury i wywołuje efekt termiczny w tkance docelowej. Kontrolując gęstość

energii, możemy zwiększyć moc wyjściową urządzenia. Na przykład jeśli największy rozmiar plamki dostępny dla danego urządzenia wynosi 12 mm, a maksymalna moc wyjściowa wynosi 50 J/cm², ale zabieg, który chcemy wykonać, wymaga większej ilości energii na 1 cm², dostępną opcją jest zmniejszenie rozmiaru plamki, by utworzyć większą gęstość mocy do leczenia. Jest to bardzo prosty sposób wyjaśnienia, jak można kontrolować gęstość mocy, by zwiększyć dostarczanie energii dla danego celu. Choć wydaje się to proste, należy pamiętać, że zmiana rozmiaru plamki wiąże się z osiągnięciem innych efektów, które należy wziąć pod uwagę. Gdy zmniejsza się rozmiar plamki, zmniejsza się także głębokość penetracji ze względu na szybsze rozpraszanie fotonów pod powierzchnią tkanki, tworząc bardziej powierzchniowy efekt leczenia. W przypadku gdy średnica plamki jest mniejsza niż głębokość penetracji, intensywność energii szybko maleje z powodu rozproszenia wiązki. Niska gęstość energii oznacza niskie ryzyko powikłania, dlatego umiejętne manipulowanie średnicą plamki pozwala na zmniejszenie gęstości energii i uniknięcie problemów. Im niższa energia, tym mniejsze ryzyko powikłań. Ogólna zasada jest taka, że jeśli zmniejszysz rozmiar plamki o połowę, będziesz musiał dostarczyć dwukrotnie większą energię, by uzyskać efekt na tej samej głębokości zabiegu ze względu na rozproszenie i zmniejszoną intensywność padającej wiązki. W praktyce zatem jeśli przy średnicy plamki 6 mm efektywna gęstość energii to 90 J/cm², to w przypadku zmniejszenia średnicy plamki do 3 mm, żeby uzyskać ten sam efekt, będzie potrzebne 180 J/cm², a w przypadku 1,5 mm ustawimy 360 J/cm². Najbezpieczniejszym i najsukcesyjnym zatem ustawieniem będzie 90 J/cm², ale nie zawsze niestety będzie to najbardziej praktyczne. Podczas gdy większe rozmiary plamek pozwalają na uzyskanie maksymalnej efektywności leczenia przy danej długości fali, jeśli jest pożądane bardziej powierzchniowe leczenie, można po prostu zmniejszyć rozmiar plamki, co zwiększy rozproszenie w tkance, zmniejszając w ten sposób efektywną głębokość strefy leczenia. W związku z tym, że kształt impulsu w tkance ma charakter odwróconej piramidy, zmniejszenie rozmiaru plamki powoduje większe rozproszenie fotonów, zmniejszając głębokość i skuteczność leczenia. Przy większych rozmiarach plamek podstawa odwróconej piramidy jest większa i równa średnicy plamki, co zmniejsza rozproszenie fotonów i pozwala na dostarczenie większej ich liczby głębiej, do pożądanego chromoforu zależnie od długości fali. Jest to również korzystne podczas leczenia obszarów z konkurencyjnymi chromoforami, które mogą znajdować się pod chromoforem, który nas interesuje. Mniejszy rozmiar plamki pomoże uniknąć przegrzania tkanki i zmniejszyć ryzyko powikłań. Z kolei dostarczanie większej liczby fotonów (większa średnica plamki) na większy obszar spowoduje większy efekt termiczny w tkance i może prowadzić do zwiększonego bólu podczas leczenia. Ostatecznym regulatorem głębokości zabiegu jest długość fali niezależnie od energii i wielkości plamki. Rozproszenie zależne od długości fali różni się w obrębie naskórka i skóry właściwej, ogólnie rzecz biorąc, pokrywa się w bezpośredniej zależności liniowej z długościami fal od 355 do 1200 nm, a następnie odwrotnie dla długości fal większych niż 1200 nm ze zwiększonym powinowactwem do wody. Niestety, brakuje dokładnych danych profili fluencji (gęstości energii) i rozpraszania oraz absorpcji na danej głębokości i dla danej długości fali.

Czas trwania impulsu

Szerokość impulsu lub inaczej czas trwania impulsu to czas dostarczania lub ekspozycji wybranej energii do tkanki docelowej. Różne objętości docelowego chromoforu

wymagają różnych czasów ekspozycji na energię. Na przykład mniejsze objętości wody potrzebują mniej czasu, by osiągnąć temperaturę wrzenia w porównaniu z większymi objętościami. Głównym składnikiem niezbędnym do zrozumienia szerokości impulsu jest czas relaksacji termicznej (TRT). Czas relaksacji termicznej definiuje się jako jednostkowy czas, w którym obiekt uwalnia ponad połowę wzrostu temperatury w tkance docelowej. Energia emitowana do tkanki docelowej generuje ciepło. Docelowa tkanka będzie oddawać ciepło lub ochładzać się w stałych odstępach czasu, więc aby osiągnąć pożądany efekt ogrzewania w docelowej tkance, energia musi być zawarta w celu bez „tracenia” ciepła do otaczającej tkanki. Dlatego czas dostawy musi być szybszy niż docelowy TRT lub czas chłodzenia. Teoria ta, opisana przez Andersona i wsp., jest lepiej znana jako fototermoliza selektywna. Wydłużenie szerokości impulsu lub czasu dostarczania energii spowoduje pożądany efekt w przypadku chromoforu energochłonnego. W przypadku próby leczenia większej objętości docelowej przy krótkiej szerokości impulsu leczenie będzie niewystarczające ze względu na większą objętość docelową. Używając analogii z wrzącą wodą, szklanka wody zagotuje się znacznie szybciej niż dwie szklanki wody. Idealna szerokość impulsu lub czas ekspozycji energii to połowa TRT. Terapia fototermiczna/laserowa ma na celu maksymalizację i ukierunkowanie uszkodzeń termicznych docelowych chromoforów (powierzchnowych naczyń, struktur zawierających barwnik lub wody tkankowej) przy jednoczesnej minimalizacji uszkodzeń naskórka. Lekarze mieli trudności z określeniem, jak skutecznie chronić powierzchnie warstwy skóry, nie zmniejszając przy tym skuteczności leczenia laserowego. Konwencjonalna terapia ablacyjna

polega na usunięciu powierzchniowego naskórka i brodawkowej skóry właściwej z nadzieją na oszczędzenie warstwy siateczkowej i głębszych tkanek. Przez lata rozwoju laseroterapii stwierdzono, że nadmierne uszkodzenie naskórka zwiększa ryzyko infekcji, rumienia, bliznowacenia i hipopigmentacji oraz hiperpigmentacji leczonego obszaru.

Chłodzenie

Selektywne chłodzenie powierzchniowych warstw skóry podczas niektórych zabiegów ogranicza niepożądane uszkodzenia termiczne naskórka. Kontaktowe chłodzenie skóry osiąga się przez przewodzenie ciepła do sąsiadującego, wstępnie schłodzonego ciała stałego, utrzymywanego w stałej temperaturze (-10 st. C do +4 st. C) za pomocą układu chłodzenia. Ross i wsp. omówili zasady działania lasera, strategię terapii i chłodzenia, kładąc jednocześnie nacisk na rozkład energii cieplnej w tkance wraz z głębokością jej penetracji i absorpcją. Efekt ogrzewania tkanki będzie się zmniejszał wraz ze zwiększaniem głębokości zabiegu ze względu na zdolność absorpcyjną płytszej tkanki i rozpraszanie energii cieplnej. Ponieważ aktywne chłodzenie odbywa się synchronicznie z laserem, transfer ciepła podczas terapii będzie skierowany w dół, koncentrując się w strefie leczenia, jednocześnie chroniąc powierzchnię skóry. Chłodzenie kontaktowe szkłem szafirowym lub chłodzenie strumieniem kriogenicznym to dwie z lepiej zbadanych w praktyce metod chłodzenia. System chłodzenia kontaktowego działa przez recyrkulację chłodziwa w układzie chłodzącym lasera, często o temperaturze 4 st. C. Dzięki temu dostarczanie energii laserowej, szczególnie przez lasery długo impulsowe (mikro- i milisekundowe), nie powoduje przegrzania tkanek z następowym oparzeniem. Druga metoda – selektywne chłodzenie naskórka lub chłodzenie dynamiczne – wykorzystuje substytut freonu (kriogen) jako medium przewodzące i jest dostarczana w postaci strumienia sprayu skierowanego na leczony obszar o ustalonej średnicy. Temperatura opracowanej powierzchni jest zmienna, ale klinicznie zwykle ustala się w przedziale 45–55 st. C. Przekroczenie temperatury tkanek powyżej 60 st. C prowadzi do uszkodzenia struktury biologicznej białek, koagulacji i ostatecznie może wywołać martwicę.

Gdy docelowa warstwa tkanki zostanie poddana terapii hipertermicznej/laserowej, wystąpią pewne zmiany molekularne i komórkowe. Melanina zawarta w naskórku i silnie skoncentrowana na granicy skóry właściwej i warstwy podstawnej naskórka pochłania energię fotonów, powodując wzrost temperatury w warstwie tkankowej. Powyżej pewnej wartości progowej temperatura naskórka będzie nadal rosła, powodując niespecyficzne uszkodzenie termiczne. Odpowiednie temperatury powierzchniowego chłodzenia ochronnego potrzebne dla danej długości fali lub energii terapii laserowej nie zostały dokładnie ustalone ale wstępnie uważa się, że nie powinny przekraczać 55 st. C.

W tym krótkim przeglądzie podsumowaliśmy i uprościliśmy podstawowe zasady działania urządzeń laserowych/świetlnych stosowanych w leczeniu fototerapeutycznym. To podstawowe streszczenie uogólnia typowe parametry urządzenia, mając na celu zapewnienie lekarzom pełniejszego zrozumienia kluczowych elementów leczenia. Informacje te są bezcenne w pogłębianiu wiedzy na temat interakcji specyficznego światła lasera z tkanką ludzką i wyposażają lekarzy w niezbędne narzędzia do zapewnienia pacjentom najbezpieczniejszego i najskuteczniejszego leczenia.

Bibliografia:

1. Anderson R.R., Margolis R.J., Watanabe S., Flotte T., Hruza G.J., Dover J.S. *Selective photothermolysis of cutaneous pigmentation by Q-switched Nd:YAG laser pulses at 1064, 532, and 355 nm*. „Journal of Investigative Dermatology” 1989; 93:28–32.
2. Brown S.A., Farkas J.P., Arnold C. et al. *Heat shock proteins 47 and 70 expression in rodent skin model as a function of contact cooling temperature: are we overcooling our target?* „Lasers in Surgery and Medicine” 2007; 39:504–512.
3. Parrish J.A., Anderson R.R., Harrist T., Paul B., Murphy G.F. *Selective thermal effects with pulsed irradiation from lasers: from organ to organelle*. „Journal of Investigative Dermatology” 1983; 80:75s–80s.
4. Polla L.L., Jacques S.L., Margolis R.J. et al. *Selective photothermolysis: contribution to the treatment of flat angiomas (port wine stains) by laser [in French]*. „Annales de Dermatologie et de Vénérologie” 1987; 114:497–505.
5. Sakamoto F.H., Doukas A.G., Farinelli W.A. et al. *Selective photothermolysis to target sebaceous glands: theoretical estimation of parameters and preliminary results using a free electron laser*. „Lasers in Surgery and Medicine” 2012; 44:175–183.
6. Rubin I.K., Farinelli W.A., Doukas A., Anderson R.R. *Optimal wavelengths for vein-selective photothermolysis*. „Lasers in Surgery and Medicine” 2012; 44:152–157.
7. Mordon S., Capon A., Creusy C. et al. *In vivo experimental evaluation of skin remodeling by using an Er:Glass laser with contact cooling*. „Lasers in Surgery and Medicine” 2000; 27:1–9.
8. Nelson J.S., Milner T.E., Anvari B. et al. *Dynamic epidermal cooling during pulsed laser treatment of port-wine stain: a new methodology with preliminary clinical evaluation*. „Archives of Dermatological Research” 1995; 131:695–700.
9. Nelson J.S., Milner T.E., Anvari B., Tanenbaum B.S., Svaasand L.O., Kimel S. *Dynamic epidermal cooling in conjunction with laser-induced photothermolysis of port wine stain blood vessels*. „Lasers in Surgery and Medicine” 1996; 19:224–229.
10. Ross E.V., Sajben F.P., Hsia J., Barnette D., Miller C.H., McKinlay J.R. *Nonablative skin remodeling: selective dermal heating with a mid-infrared laser and contact cooling combination*. „Lasers in Surgery and Medicine” 2000; 26:186–195.
11. Svaasand L.O., Nelson J.S. *On the physics of laser-induced selective photothermolysis of hair follicles: influence of wavelength, pulse duration, and epidermal cooling*. „Journal of Biomedical Optics” 2004; 9:353–361.
12. Altshuler G.B., Anderson R.R., Manstein D., Zenzie H.H., Smirnov M.Z. *Extended theory of selective photothermolysis*. „Lasers in Surgery and Medicine” 2001; 29:416–432.
13. Anderson R.R., Farinelli W., Laubach H. et al. *Selective photothermolysis of lipid-rich tissues: a free electron laser study*. *Lasers Surg Med.* 2006; 38:913–919.
14. Anderson R.R., Parrish J.A. *The optics of human skin*. „Lasers in Surgery and Medicine” 1981; 77:13–19.
15. Anderson R.R., Parrish J.A. *Microvasculature can be selectively damaged using dye lasers: a basic theory and experimental evidence in human skin*. „Lasers in Surgery and Medicine” 1981; 1:263–276.
16. Anderson R.R., Parrish J.A. *Lasers in dermatology provide a model for exploring new applications in surgical oncology*. „International Journal of Advanced Surgical Oncology” 1982; 5:341–358.
17. Anderson R.R., Jaenicke K.F., Parrish J.A. *Mechanisms of selective vascular changes caused by dye lasers*. „Lasers in Surgery and Medicine” 1983; 3:211–215.
18. Anderson R.R., Parrish J.A. *Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation*. „Science” 1983; 220:524–527.
19. Lui H., Anderson R.R. *Photodynamic therapy in dermatology: shedding a different light on skin disease*. „Archives of Dermatological Research” 1992; 128:1631–1636.
20. Lui H., Anderson R.R. *Photodynamic therapy in dermatology: recent developments*. „Dermatologic Clinics” 1993; 11:1–13.
21. Goldman M.P., Fitzpatrick R.E. *Cutaneous Laser Surgery: The Art and Science of Selective Photothermolysis*. Mosby, Saint Louis 1994.
22. Greenwald J., Rosen S., Anderson R.R. et al. *Comparative histological studies of the tunable dye (at 577 nm) laser and argon laser: the specific vascular effects of the dye laser*. „Journal of Investigative Dermatology” 1981; 77:305–310.
23. Margolis R.J., Dover J.S., Polla L.L. et al. *Visible action spectrum for melanin-specific selective photothermolysis*. „Lasers in Surgery and Medicine” 1989; 9:389–397.
24. Acland K.M., Barlow R.J. *Lasers for the dermatologist*. „British Journal of Dermatology” 2000; 143:244–255.
25. Farkas J.P., Richardson J.A., Burrus C.F., Hoopman J.E., Brown S.A., Kenkel J.M. *In vivo histopathologic comparison of the acute injury following treatment with five fractional ablative laser devices*. „Aesthetic Surgery Journal” 2010; 30:457–464.
26. Farkas J.P., Richardson J.A., Hoopman J., Brown S.A., Kenkel J.M. *Micro-island damage with a nonablative 1540-nm Er:Glass fractional laser device in human skin*. „Journal of Cosmetic Dermatology” 2009; 8:119–126.
27. Everett M.A., Waltermire J.A., Olson R., Sayre R. *Modification of ultra-violet erythema by epidermal stripping*. „Nature” 1965; 205:812–813.
28. Everett M.A., Yeagers E., Sayre R.M., Olson R.L. *Penetration of epidermis by ultraviolet rays*. „Photochemistry and Photobiology” 1966; 5:533–542.