

Kuzaka Bolesław, Syryło Tomasz, Borowiecka Elzbieta, Piotr Kuzaka, Sławomir Kaczmarek, Zygmunt Mierczyk, Piotr Radziszewski

Zastosowanie lasera w urologii

Z Katedry i Kliniki Urologii Ogólnej Onkologicznej i Czynnościowej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego
Kierownik: Prof. dr hab. med. h.c Piotr Radziszewski

.....
.....

Wstęp.

Nazwa Laser jest akronimem (skrót) od (ang.) *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*: wzmocnienie światła poprzez wymuszoną emisję promieniowania. Lasery są to źródła promieniowania elektromagnetycznego, najczęściej o długościach fali w zakresie promieniowania od 0.1 μm do 1 mm, w których wykorzystywane są zjawiska inwersji obsadzeń stanów podstawowego i wzbudzonego elektronów ośrodka optycznie czynnego (np. pompowanie optyczne), emisji wymuszonej promieniowania (przejście elektronów ze stanu wzbudzonego do podstawowego i emisja wtórnych fotonów pod wpływem fotonu o energii odpowiadającej energii wzbudzenia elektronów) i sprzężenia zwrotnego (rezonator ze zwierciadłami: odbiciowym i transmisyjnym). W efekcie na wyjściu lasera powstaje bardzo skupiona wiązka fotonów, tworzących światło monochromatyczne, o jednej ściśle określonej barwie (długości fali). Gęstość mocy emitowanego promieniowania, oprócz jego długości fali (energii) decyduje o skuteczności oddziaływania tego promieniowania z materią. W medycynie lasery stosuje się w chirurgii laserowej i biostymulacji. Leczenie różnych schorzeń urologicznych przy pomocy promieniowania emitowanego przez lasery znajduje coraz szersze zastosowanie i coraz dłuższe są obserwacje dotyczące wartości tej metody.

Historia Według Wikipedii

<https://pl.wikipedia.org/wiki/Laser>

- W 1954 zespół pod kierownictwem Charlesa Townesa uruchomił pierwszy maser, urządzenie wytwarzające mikrofały w wyniku emisji wymuszonej w amoniaku.
- W 1957 Gordon Gould ogłosił pomysł (jak też i nazwę) lasera, równoległe z niezależnymi pracami nad maserami optycznymi (Arthur Leonard Schawlow, Charles Townes).
- Pierwszy laser (rubinowy) zbudował i uruchomił 16 maja 1960 roku Theodore Maiman, ośrodkiem czynnym był kryształ korundu domieszkowany chromem – rubin.
- Pierwszy laser gazowy helowo-neonowy zbudowano w 1961.
- W roku następnym Snitzer uruchomił laser na bazie szkła neodymowego, a w roku 1964 Gaisik i Karkos skonstruowali laser na bazie granatu itrowo-glinowego domieszkowanego neodymem. Wtedy też irański fizyk, Ali Javan, zbudował pierwszy laser helowo-neonowy.
- Nagroda Nobla z fizyki - 1964 - N.G. Basov i A.M. Prochorow (ZSRR) oraz C.H. Townes (USA) za prace będące podstawą działania laserów i maserów,
- W tym samym roku zbudowany został pierwszy laser półprzewodnikowy z pompowaniem diodowym,

- W latach 1967–1969 Bagdasarow i Kamiński zbudowali laser na bazie kryształu perowskitu itrowo-glinowego domieszkowanego neodymem, a Homer, Linz i Gabbe wykorzystali fluorek litowo-itrowy (YLF).
- W 1979 roku skonstruowano laser z przestrajaniem częstotliwości na kryształach aleksandrytu, a w roku 1982 Moulton zaprezentował laser, w którym ciałem roboczym był szafir domieszkowany jonami tytanu (w żargonie nazywany skrótowcem *tikor* od *ti* – tytan) i kor – korund.
- Pierwszy polski laser powstał w Wojskowej Akademii Technicznej w 1963 (laser gazowy He-Ne, generujący promieniowanie podczerwone o długości fali 1,15 μm). Uruchomiono go po raz pierwszy 20 sierpnia 1963 roku.

Lasery znajdują szereg zastosowań w wielu dziedzinach, także w medycynie. Celem niniejszego doniesienia jest zastosowanie lasera w urologii

Do :

- diagnostyka (lasery diagnostyczne),
- terapii schorzeń (lasery stymulacyjne i chirurgiczne),
- oświetlanie pola operacji.

Zastosowanie laserów w medycynie

Lasera używa się w medycynie przede wszystkim dla: cięcia, koagulacji, odparowania (fotoablacji oraz ablacji stymulowanej plazmą) obróbki mechanicznej (rozrywania, fragmentacji czy kawitacji)

Lasery w okulistyce wykorzystywane są m.in. do przyklejenia siatkówki do dna oka (koagulacja), która może się odkleić na skutek uderzenia w tył głowy. Przykładem takiego lasera jest laser neodymowy, emitujący promieniowanie na długościach fal 1064, 1300 oraz 1400 nm. Wykorzystuje się również lasery excimerowe o długościach fal 157, 193, 248, 308, 351 nm. Obie tkanki są punktowo łączone za pomocą zjawiska koagulacji. Wiązkę lasera nakierowuje się na miejsce, gdzie ma być wytworzony punkt koagulacji. Impuls świetlny skleja w tym miejscu odwarstwioną siatkówkę. Koagulator laserowy stosuje się także do leczenia zmian naczyniowych i krwotoków do wnętrza gałki ocznej. Laser stosuje się także do przecinania cyst powiek i spojówek, naczyń wrastających w spojówkę, zrostów tęczówkowo-rogowkowych. Stosuje się go przy korekcji wad refrakcji (krótkowzroczność, dalekowzroczność, astygmatyzm) oraz zabiegów przeciwjaskrowych i przeciwwądnymi. Jedną z metod korekcji wad refrakcji jest LASIK (Laser Assisted In Situ Keratomileusis). Lasery działające z dokładnością do 0,25 μm odparowują nierówności w głębszych warstwach rogówki. Dzięki tej metodzie można skorygować wadę wzroku w zakresie +6 do -13 dioptrii.

W dermatologii laserów używa się do usuwania niektórych nowotworów i naczynek powstałych np. po odmrożeniach. Przykładem takiego lasera jest laser na parach miedzi, o długościach fali 510.6 i 578.2 nm. Pierwszym dermatologiem, który badał działanie lasera w

medycynie, był Leo Goldman. W leczeniu nowotworów wykorzystuje się lasery o dużej gęstości mocy (skalpel laserowy) i małych rozmiarach wiązki laserowej. Wiązką można zniszczyć chore komórki, nie naruszając zdrowych. Skalpel laserowy pomocny jest przy leczeniu oparzeń. Przy jego pomocy można zdejmować naskórek lub warstwę spalonej skóry i odsłonić zdrową, aby mogła się zagoić. Laser pomocny jest też przy usuwaniu tatuaży i włosów, rozjaśnianiu skóry, przywracaniu jej gładkości i sprężystości. Zabieg depilacji laserowej oparty jest o zasadę *selektywnej fototermolizy*, czyli dopasowaniu długości fali światła oraz czasu trwania impulsu laserowego, tak aby uszkodzić docelową tkankę, z minimalnym wpływem na tkanki otaczające. Lasery stosowane w depilacji powodują miejscowe uszkodzenie, poprzez ogrzanie materii o ciemniejszej barwie – melaniny, w obszarze który jest odpowiedzialny za wzrost włosa (mieszku włosowym), nie ogrzewając przy tym reszty skóry. Lasery stosowane w medycynie estetycznej:

- Erbium-YAG-Laser jest stosowany do usuwania blizn, niewielkich brodawek oraz znamion,
- laser CO₂ jest stosowany do niwelowania powierzchniowych zmarszczek na skórze oraz blizn po trądziku,
- laser KTP jest stosowany do usuwania naczyń krwionośnych,
- dzięki laserowi można również usunąć plamy starcze, przebarwienia oraz tatuaże.

W diagnostyce wykorzystuje się metodę laserowo indukowanej fluorescencji. Promienie lasera naświetlają tkanki, powodując ich fluorescencję. Stosuje się lasery emitujące promieniowanie na długości fali około 400 nm. Tkanki emitują światło, które przy pomocy światłowodu trafia do komputera, gdzie jego widmo jest analizowane. Chora tkanka ma zmienione widmo emisyjne. Dzięki temu można dokładnie stwierdzić, jakie związki zawiera dana tkanka i które z nich nie są jej naturalnymi składnikami, a które efektami zmian chorobowych.

Pierwsze jego użycie w urologii nastąpiło w 1968 roku w celu naświetlenia cewki moczowej (Mulvaney i Beck). Wkrótce po tym nastąpił intensywny wzrost badań nad tą metodą. Do celów operacyjnych stosuje się najczęściej laser Nd:YAG ciągłego działania.

Zgodnie z decyzją prof. Tadeusza Krzeskiego z 1987 roku (skan), w Klinice Urologii WUM (poprzednia nazwa Klinika Urologii AM) przeprowadzono szereg badań nad zastosowaniem lasera YAG:Nd, w urologii które wykonano we współpracy z Zakładem Optoelektroniki Wojskowej Akademii Technicznej w Warszawie. Wyniki tych badań zostały opublikowane w pracach:

S.M. Kaczmarek, "Parametry eksploatacyjne lasera CW-YAG na elementach krajowych", *Komunikaty II Sympozjum Techniki Laserowej*, str. 114, Szczecin '87, 7-10.09. 1987

Z. Puzewicz, J. Czeszko, S. M. Kaczmarek, Z. Mierczyk, "Method for testing the uniformity of Nd: YAG laser rods", *Optica Applicata*, vol. XIX, No.3 (1989), pp. 247-255

S. M. Kaczmarek, Z. Mierczyk, B. Kuzaka, "Podstawy fizyczne medycznych zastosowań laserów", *Wiadomości Lekarskie*, XLVII, 11-12 (1994), pp. 444-450; patrz również: "Fotodynamiczna metoda rozpoznawania i leczenia nowotworów" pod redakcją A. Graczyk, D.W. Bellona, Warszawa 1999

S. M. Kaczmarek, Z. Mierczyk, B. Kuzaka, "Oddziaływanie promieniowania laserowego na tkankę biologiczną", *Wiadomości Lekarskie*, XLVII, 21-24, pp. 868-880 (wydano w 1996 roku); patrz również: "Fotodynamiczna metoda rozpoznawania i leczenia nowotworów" pod redakcją A. Graczyk, D.W. Bellona, Warszawa 1999

W chwili obecnej w urologii stosuje się laser do :

1. Koagulacji kłykcin pęcherza, cewki moczowej i krocza
2. Naświetlania raka pęcherza i stanów przedrakowych pęcherza
3. Rozcinania zwężeń cewki moczowej
4. Cięcia tkanek i koagulacji łoży po usuniętych guzach (np. nerki)
5. Koagulacji guzów pęcherza moczowego
6. Wczesnego rozpoznawania guzów pęcherza moczowego chłonących hematorpofirynę
7. Rozbijania kamieni w drogach moczowych
8. Leczenia rozrostu gruczołu krokowego ILCP (interstitial laser coagulation of the prostate), Holm Laser, Green Laser, HOLEP (Zabieg HoLEP polega na wprowadzeniu przez cewkę moczową endoskopu i wyłuszczeniu gruczolaka stercza od torebki gruczołu krokowego w całości, wepchnięciu go do pęcherza i tam rozfragmentowaniu i odessaniu).

Zalety techniki laserowej (Wg Jurkiewicza i Dixona)

1. Przeprowadzenie zabiegu zwykle nie wymaga bezpośredniego kontaktu z tkanką (za wyjątkiem ILIP -Interstitial laser irradiation of the prostate)
2. Możliwość przeprowadzenia zabiegu bezkrwawo
3. Powierzchnia operowana jest jednocześnie sterylizowana przez promienie laserowe, które Biszczą (odparowują) bakterie tak samo jak tkanke, co znacznie redukuje możliwość infekcji pooperacyjnej (Jurkiewicz, Dixon)
4. Możliwe jest skupienie wiązki laserowej na punktowych wymiarach, co daje możliwość precyzyjnego manewrowania wiązką i opanowanie krwawien z małych naczyń krwionośnych a także przy naczyniakach
5. Operowane miejsca goja się bez pozostawienia blizn.
6. Możliwość prowadzenia wiązki światła laserowego giętym światłowodem co pozwala na wykorzystanie podczas zabiegów endoskopowych
7. Możliwość prowadzenia wielu zabiegów w ambulatorium bez konieczności hospitalizacji.
8. Możliwość zastosowania lasera tam gdzie konwencjonalna technika operacyjna jest niewystarczająca lub niemożliwa (np. struny głosowe)
9. Kooperacja na narządach mięsnych, silnie ukrwionych (wątroba, śledziona) gdzie szycie czy koagulacja tradycyjna jest bezskuteczna
10. U chorych na hemofilię

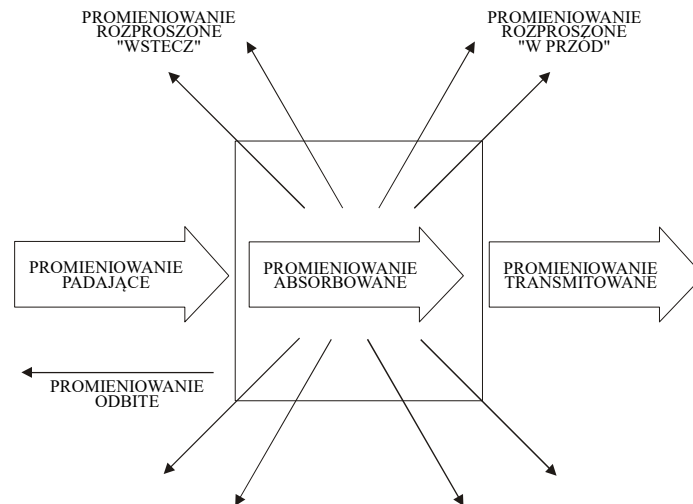
Wady

- 1..Wysoki koszt aparatury
- 2.. Niebezpieczeństwo personelu ze strony promieniowania (oczy !)
- 3.. Nieportabilność aparatury
- 4.. Konieczność specjalnego szkolenia chirurga (operatora) szczególnie w użyciu Endoskopowym lasera.

Trzeba wyraźnie stwierdzić, że laser jak każda nowa technika operacyjna przeżył okres entuzjazmu, pesymizmu, ale wraz z ulepszeniem techniki powoli znów uzyskuje coraz poczytniejsze miejsce w praktyce zarówno ogólnolekarskiej jak i w urologii.

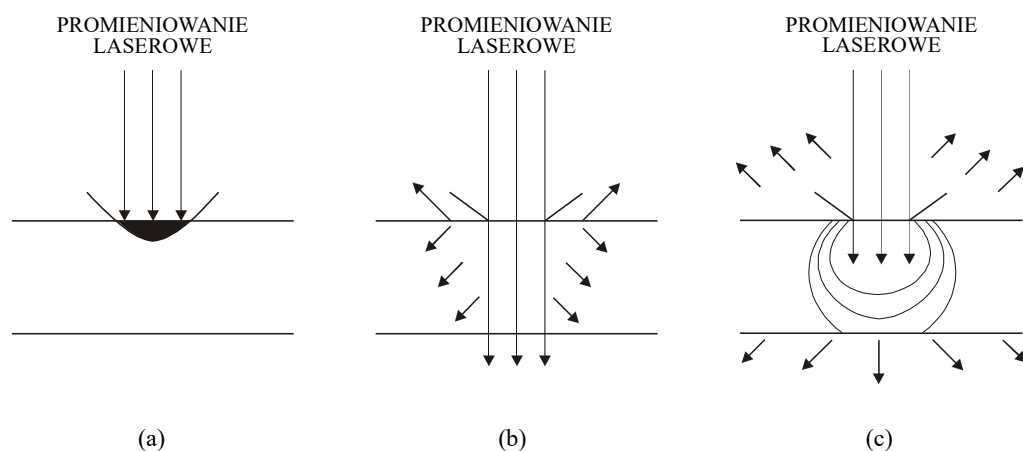
Oddziaływanie promieniowania laserowego na tkankę biologiczną

Oddziaływanie promieniowania laserowego z tkanką biologiczną zależy od długości fali tego promieniowania, rodzaju tkanki, a także od rodzaju promieniowania (ciągłe, impulsowe) i wartości jego parametrów, takich jak gęstość mocy i energii, wartość mocy (średniej mocy) i energii, czas ekspozycji (długość impulsu, częstotliwość jego powtarzania). Możliwe oddziaływanie z tkanką zilustrowano na Rysunku 1.



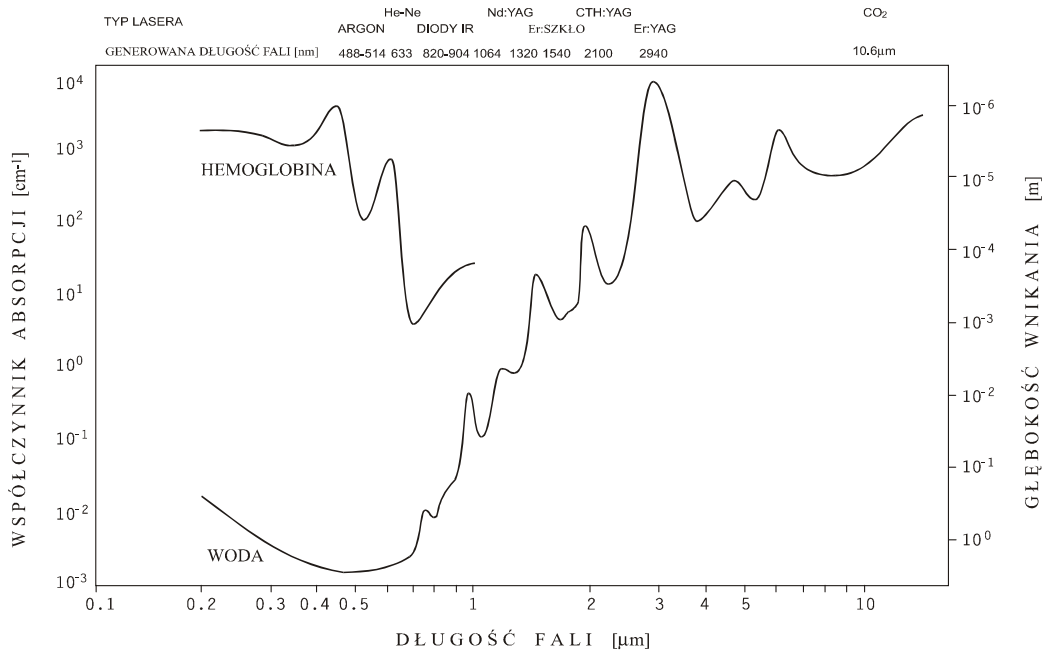
Rysunek 1. Możliwe rodzaje oddziaływań promieniowania laserowego z tkanką biologiczną.

Okolo 5% padającego promieniowania ulega odbiciu Fresnela (tzw. czyste odbicie) od powierzchni tkanki z uwagi na różnicę wartości współczynników załamania tkanki i otaczającego ją ośrodka. Pozostała część jest transmitowana do tkanki i doświadcza procesu wielokrotnego rozpraszania i absorpcji. Tkanka jest w przeciwieństwie do innych ciał stałych - ośrodkiem silnie niejednorodnym i w jej przypadku największy udział, w procesie osłabienia padającego na nią światła, ma na ogół zjawisko rozpraszania światła. Zaabsorbowane światło przekształcone zostaje w ciepło, które podnosi temperaturę tkanki. Stopień rozpraszania światła zależy od długości fali promieniowania laserowego (najsilniej rozpraszane są długości fal najbardziej zbliżone co do wartości do odległości międzycząsteczkowych w naświetlanym ośrodku, ponadto rozpraszanie następuje również na niejednorodnościach) oraz własności optycznych tkanki.



Rysunek 2. Mechanizmy fizyczne osłabiające wiązkę laserową wewnątrz tkanki biologicznej: a). absorpcja, b). absorpcja i rozpraszanie, c). rozpraszanie.

Rysunek 2 ilustruje trzy występujące w rzeczywistości sytuacje modelowe: dominacja absorpcji (a), równowaga absorpcji i rozpraszania (b) oraz dominacja rozpraszania (c). Na przykład długości fali 193, 248 i 308 nm (ultrafiolet), generowane przez lasery ekscimerowe ArK, KrF i XeCl oraz długości 2.94 i 10.6 μm promieniowania laserów Er:YAG i CO₂ są silnie absorbowane w tkance naczyniowej. Głębokość penetracji (tzn. głębokość przy której wartość intensywności światła zredukowana zostaje o czynnik e^{-1} tych długości fal wynosi w przybliżeniu 1-20 μm .



Rysunek 3. Zależność głębokości wnikania promieniowania laserowego dla wybranych rodzajów tkanek w funkcji długości fali promieniowania laserowego.

Rysunek 3 ilustruje zależność głębokości wnikania promieniowania laserowego dla wybranych rodzajów tkanek w funkcji długości fali promieniowania laserowego. Dla tych długości fal rozpraszanie jest mało znaczące w porównaniu do absorpcji (ryc. 2a).

Głębokość penetracji w/w tkanki dla długości 450-590 nm, które obejmują m.in. promieniowanie lasera argonowego wynosi około 0.5-2.5 mm. Istotne są tu zarówno absorpcja jak i rozpraszanie, zaś światło w tkance ma silnie skolimowaną składową, otoczoną przez obszar, gdzie światło jest wielokrotnie rozpraszane (rysc. 2b).

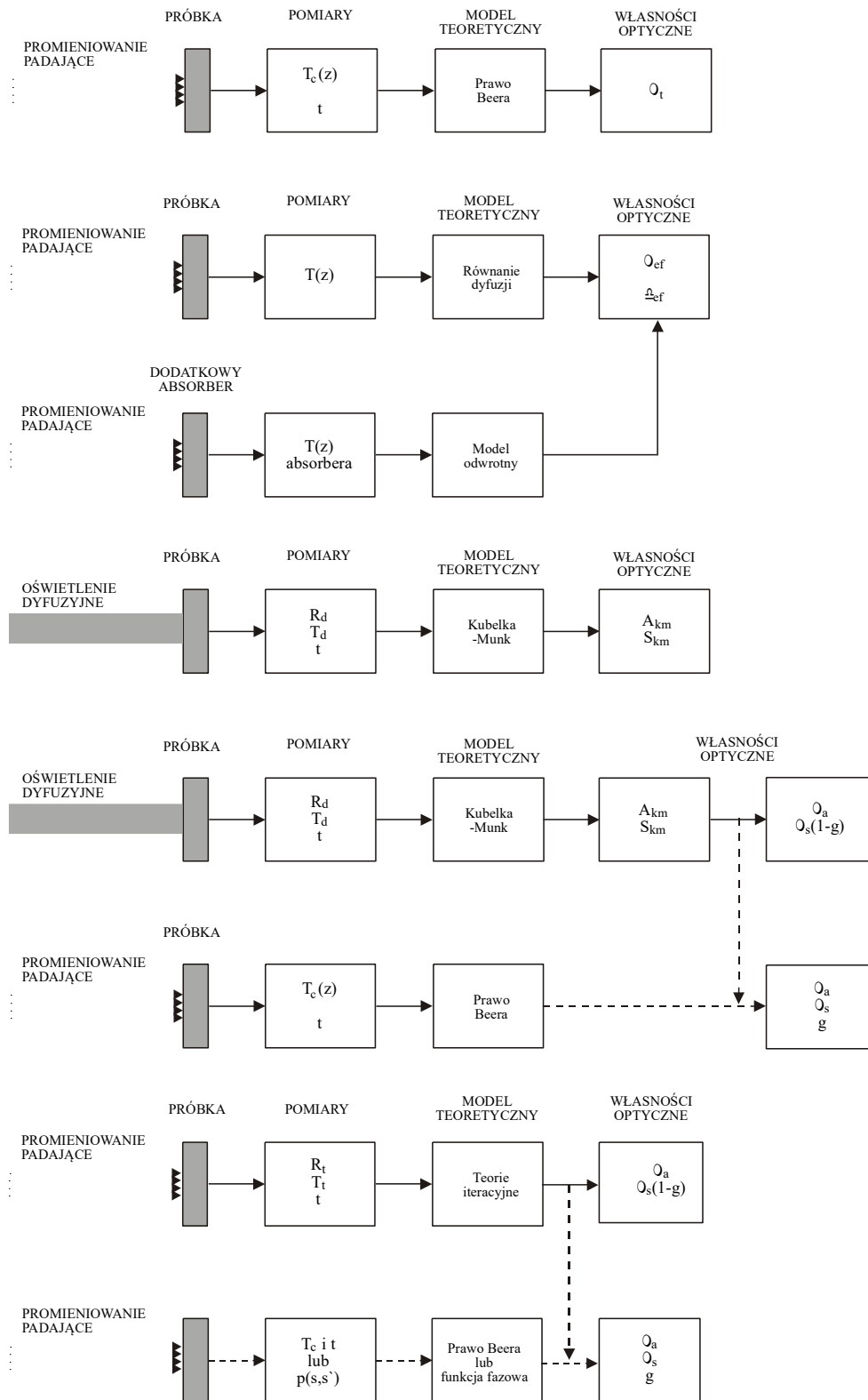
W skład całkowitego zmierzonego odbicia w istotny sposób wchodzi promieniowanie rozproszone wstecz; eksperymentalnie oszacowano, że odbicie stanowi 15-40% padającej intensywności światła. Pomiędzy długościami 590 nm i 1.5 μm , które obejmują długości 1.06 i 1.32 μm lasera Nd: YAG, dominuje rozpraszanie, zaś głębokość penetracji zmienia się w granicach 2-8 mm. Ponieważ światło przechodzi przez tkankę, skolimowana struktura wiązki laserowej zastępowana jest przez całkowicie rozproszone światło jak pokazano na rys. 2c. Wielkość zmierzonego światła odbitego jest rzędu 35-70% światła padającego.

Oddziaływanie fali elektromagnetycznej z ośrodkiem biologicznym zmienia się zależnie od długości fali oraz własności optycznych tkanki.

Dla długości fali, które są znacznie większe od średnic komórek (częstości niższe od 300 GHz), gdzie występuje słabe rozpraszanie od struktur komórkowych, odbicie, absorpcja i transmisja opisane są najlepiej przez teorię elektromagnetyczną. Jednak widmo elektromagnetyczne laserów leży w obszarze podczerwień-ultrafiolet; w obszarze tym

występuje istotne wielokrotne rozpraszanie w tkance z powodu porównywalnych rozmiarów komórek i długości fali promieniowania.

Dla długości fal laserów praktyczny opis optycznej propagacji światła w tkance daje teoria transportu promieniowania. Opis teoretyczny zjawisk propagacji światła poprzez tkankę jest niezbędny do określenia własności optycznych tkanki, takich jak całkowity współczynnik osłabienia (pomiar eksperymentalny i odpowiednie wzory obliczeniowe wynikają z powyższych teorii, m.in. spektroskopii), którego wartość z kolei pozwala na określenie czasu ekspozycji i wartości mocy lub gęstości mocy promieniowania laserowego.



Rysunek 4. Ilustracja metod określania własności optycznych tkanki biologicznej. T_c - transmisja promieniowania nie rozproszonego, t - grubość tkanki, μ_τ - całkowity współczynnik osłabienia, μ_{ef} - efektywny współczynnik osłabienia, δ_{ef} - efektywna głębokość penetracji, R_d - dyfuzyjne odbicie, T_d - dyfuzyjna transmisja, μ_a - współczynnik absorpcji, μ_s - współczynnik rozpraszania, $\mu_s(1-g)$ - zredukowany współczynnik rozpraszania, g - funkcja fazowa.

Parametrami teorii transportu promieniowania niezbędnymi do uzyskania pełnego opisu rozkładu światła w tkance są: współczynniki absorpcji, μ_a i rozpraszania, μ_s oraz funkcja fazowa lub tzw. parametr anizotropii rozpraszania, g . Parametry te określa się doświadczalnie.

Równania transportu promieniowania nie można rozwiązać w sposób ścisły. Istnieją dwa przybliżone rozwiązania: światło w tkance tłumione jest eksponencjalnie, proporcjonalnie do $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ (prawo Beera) i drugi - prędkość strumienia światła zanika eksponencjalnie, proporcjonalnie do $\mu_{\text{eff}} = \mu_a + (1-g) \mu_s$ (teoria dyfuzyjna). Temu ostatniemu rozwiązaniu równoważne jest podejście Kubelki-Munka.

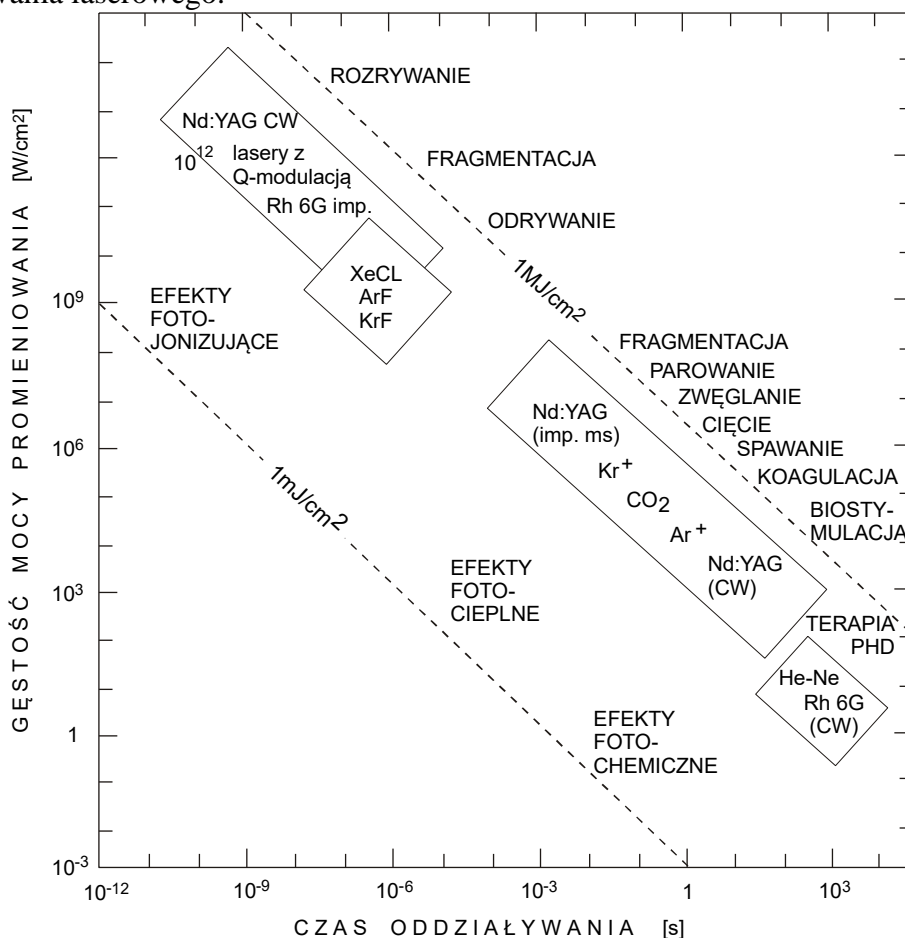
Rysunek 4 przedstawia połączenie wysiłków teoretycznych i eksperymentalnych na drodze do oszacowania wartości omawianych wyżej parametrów.

Mechanizmy oddziaływania promieniowania laserowego z tkanką biologiczną

Oddziaływanie promieniowania z naświetlaną tkanką może być :

- fotochemiczne - $P/S = \text{mW/cm}^2$,
- termiczne - $P/S = \text{W/cm}^2$,
- fotoablacyjne - $P/S = \text{MW/cm}^2$,
- elektromechaniczne - 100 MW/cm^2 .

Rysunek 5 ilustruje w/w mechanizmy w zależności od parametrów energetycznych promieniowania laserowego.



Rysunek 5. Mechanizmy oddziaływania promieniowania laserowego z tkanką biologiczną

Oddziaływanie fotochemiczne

Wpływ niskoenergetycznego promieniowania laserowego na organizm człowieka nie został jeszcze w pełni wyjaśniony. Ostatnio przeważają poglądy na możliwość istnienia informacyjno-energetycznego aspektu laseroterapii. Narodziny każdego bowiem życia odbywają się w obecności promieniowania docierającego do Ziemi ze Słońca (w zakresie widzialnym i bliskiej podczerwieni), a także generowanego w wyniku procesów fotochemicznych wewnątrz organizmów. Prawdopodobnie pole elektromagnetyczne nie jest tylko czynnikiem zewnętrznym, ale również integralną częścią organizmu. Badania kwantowo-mechaniczne wskazują na istnienie nie tylko koherencji (czasowej, przestrzennej) światła, ale również materii (tkanek), stąd należy mówić o koherentnym lub niekoherentnym oddziaływaniu światła z materią, a nie tylko o koherencji samego światła. Okazało się, że efektywność przenoszenia energii wzbudzenia elektronowego (w wyniku oświetlania laserem) w układach żywych jest bardzo wysoka. Obserwuje się przekazywanie energii drogą bezpromienistą do odległych i ważnych struktur, stwierdzając w nich przemiany fotochemiczne analogiczne do zachodzących pod wpływem światła zewnętrznego. Co ważne dla organizmu, nie biorą w tym mechanizmie udziału nerwy, gdyż tak niskie energie nie powodują stresów.

Stwierdzono niewątpliwy wpływ promieniowania laserowego na zwiększenie syntezy kolagenu, białek oraz kwasu DNA, a także zachodzące zmiany w potencjale błon komórkowych. Laseroterapia niskoenergetyczna wywiera wpływ na układ immunologiczny człowieka: np. w reumatologicznym zapaleniu stawów promieniowanie lasera wywiera wpływ immunosupresyjny, podczas gdy w gojeniu ran przejawia się wzmożoną aktywnością żerną monocytów i neutrofilów. Bardzo ważnym dla funkcji tkanek pozostają stwierdzone pod wpływem tego promieniowania zmiany w poziomie hormonów, autokoidów i neuromediatorów. Stwierdzono bowiem wzrost adrenaliny i noradrenaliny zarówno w naświetlanych ranach, jak krwi i podwzgórz u zwierząt doświadczalnych. Wskazuje się również na zwiększenie stężenia histaminy i serotoniny. Uważa się również, że wpływ na synapsy serotoninergiczne oraz cholinergiczne wraz ze zwiększonym wydzielaniem beta-enkefalin ma znaczenie dla przeciwbólowego działania światła laserowego. Ważną rolę należy przypisać stwierdzonemu przez wielu autorów zwiększeniu aktywności enzymów i produkcji ATP (kwasu adenozylo-tryfosforowego). Usprawnieniu ulega dysocjacja oksyhemoglobiny, co wpływa korzystnie na zaopatrzenie tkanek w tlen. Stwierdzono, że wzmożenie procesów regeneracyjnych dotyczy tkanki łącznej i nabłonkowej zarówno *in vitro* jak i *in vivo*. Efektem tego jest szybsze gojenie się ran, oparzeń i złamań kości. Przyjęto, że główny mechanizm procesu regeneracji polega na przyspieszonej proliferacji komórek. Przeciwbólowe działanie promieniowania laserowego wiąże się m.in. z jego wpływem na stan czynnościowy naczyń tętniczych i włoskowatych oraz usprawnieniem dopływu limfy z miejsc dotkniętych stanem zapalnym. Wpływ na efekt przeciwbólowy ma mieć według niektórych autorów zwiększenie poziomu prostaglandyn oraz usprawnienie komórkowych procesów metabolicznych.

Średnie dawki (ekspozycje $E=P \cdot t/S$, S - naświetlana powierzchnia) promieniowania w terapii laserowej mieszczą się w zakresie $0.5-2 \text{ J/cm}^2$, czas powtarzania, $t=3000 \text{ Hz}$, moc szczytowa $P=10-100 \text{ mW}$, czas trwania impulsu, $t_i = \text{kilkaset ms}$ (moc średnia $P=P \cdot t_i$). Należy pamiętać, że efektywna energia dostarczana do tkanki jest pomniejszona o tę wielkość, która uległa odbiciu od powierzchni tkanki lub przez nią przeniknęła. Tak więc czas naświetlania tkanki jest:

$$t = \frac{E \cdot S}{P \cdot (1 - (\beta(\lambda) + \gamma(\lambda)))}$$

$\beta(\lambda)$ - współczynnik odbicia od tkanki (0.2-0.5),
 $\gamma(\lambda)$ - współczynnik transmisji tkanki (0).

W procesie biostymulacji laserowej zastosowanie znajdują lasery He-Ne (632.8 nm) - soft laser- ciągłego działania oraz półprzewodnikowe - mid laser - (około 900 nm) - impulsowe. W zakresie 600-1200 nm istnieje tzw. okno optyczne (terapeutyczne) skóry. W oknie tym promieniowanie ma możliwość głębszego wnikania do tkanek. Promieniowanie lasera He-Ne wnika na głębokość 10-15mm, zaś 904 nm 20-50mm.

Oddziaływanie termiczne

Efekty oddziaływania zależą od temperatury, jaką możemy wywołać w tkance oświetlając ją laserem. Promieniowanie laserów niskoenergetycznych wywołuje podwyższenie temperatury tkanki nie więcej niż o 0.1-0.5°C. W przypadku laserów wysoko-energetycznych (do 100 W) możliwe jest uzyskanie temperatury >150°C. Do temperatury 45°C nie obserwuje się żadnych zmian w tkance - odprowadzenie ciepła zapobiega ewentualnym zmianom. W pobliżu 45°C (hipertemperatura) można oczekiwać tzw. „usiadania” tkanki - zapadania się w wyniku rozrywania makromolekuł oraz zmiany struktur błony komórkowej. W przedziale 45-60°C rozrywane zostają błony komórkowe, proteiny wychodzą na zewnątrz tworzą łańcuchy, występuje spiekanie tkanek. Przy temperaturze 60°C następuje nekroza tkanek w wyniku ich koagulacji. Przy 100°C ostra nekroza i pełne rozbitcie struktur tkanki. Przy 150°C tkanka szybko odparowuje.

Pod wpływem nagłego wzrostu temperatury, płynne składniki komórki przechodzą w stan pary, wzrasta ciśnienie w komórce i następuje rozerwanie błon komórkowych. Większość stałych składników komórki ulega przy tym spaleni, a produkty spalania wyrzucane są na zewnątrz. Badania mikroskopowe tkanek ujawniają mały krater w kształcie ściętego stożka, pokryty cienką warstwą zwęglonej tkanki. Do ścianek krateru przylega nieco szersza warstwa odbarwiona. Jest to strefa nekrozy koagulacyjnej. W obszarze tym i w jego pobliżu zamknięte zostaje światło naczyń krwionośnych i lim-fatycznych i to zjawisko wykorzystywane jest często przy leczeniu krwawień i zmian nowotworowych. Spośród wielu wykorzystywanych tu laserów wymienić należy laser CO₂, Ar i Nd:YAG. Laser argonowy koaguluje raczej naczynia włoskowate, $E = 25-570 \text{ J/cm}^2$, $t_E = 0.5 \text{ s}$ (mała głębokość penetracji 0.5-2.5mm), zaś laser Nd:YAG naczynia o większych średnicach, $E = 600 - 2000 \text{ J/cm}^2$, $t_E = 2 \text{ s}$ (głębokość penetracji 2-8 mm).

Nagrzewanie i destrukcja tkanki przez promieniowanie laserowe mogą być dokonywane w sposób ciągły i impulsowy. Granica między tymi dwoma sposobami określona jest przez charakterystyczny czas dyfuzji termicznej

$$\tau = l^2 / 4 \cdot \chi$$

gdzie: l - charakterystyczny wymiar liniowy objętości nagrzewanej tkanki,
 χ - dyfuzyjność cieplna.

Jest oczywiste, że czas ten zależy od długości fali lasera. Dla obszarów widzialnych i bliskiej podczerwieni, rozmiar liniowy l równy jest średnicy plamki lasera $l=r$ i czas τ jest stały (dla $r=0.2\text{mm}$, $\tau=0.08 \text{ s}$). Dla ultrafioletu oraz podczerwieni, rozmiar l określony jest przez wartość odwrotności współczynnika osłabienia, $l = \kappa^{-1}$, a czas τ jest mniejszy niż dla obszaru widzialnego i zmienia się od 10^{-5} do 10^{-2} s . Nagrzewanie tkanki będzie impulsowe, jeśli czas trwania impulsu t_p , jest dużo krótszy od czasu charakterystycznego, τ :

$$t_p \ll \tau.$$

Analogiczny warunek ogranicza maksymalną wartość prędkości powtarzania impulsu, f:

$$f \ll \tau^{-1}.$$

Dla obszaru widzialnego i bliskiej podczerwieni $\tau^{-1} = 12$ Hz, zaś dla ultrafioletu i podczerwieni zmienia się od $2 \cdot 10^2$ do $1.3 \cdot 10^5$ Hz. Oddziaływanie promieniowania lasera CW ($t_p \gg \tau$) na tkankę charakteryzuje tzw. próg destrukcji dla mocy lasera oraz wartość głębokości krateru destrukcji dla stałej mocy. Próg destrukcji to wartość mocy lasera, dla której występują objawy destrukcji tkanki (temperatura tkanki osiąga wartość $T = 100^\circ\text{C}$). Dla małych wartości κ (lasery widzialne i podczerwone):

$$P = 4 \cdot \pi \cdot \rho \cdot \chi \cdot q / \kappa$$

gdzie: ρ - gęstość tkanki,

q - energia właściwa destrukcji (równa sumie energii właściwych nagrzewania tkanki od temperatury normalnej $T_n = 37^\circ\text{C}$ do $T_b = 100^\circ\text{C}$ oraz energii ciepła parowania wody).

I tak dla lasera Ar^+ $P_{th} = 1.3$ W, zaś dla Nd:YAG $P_{th} = 5.9$ W.

Dla dużych wartości κ :

$$P \geq \pi \cdot r \cdot \lambda \cdot (T_b - T_n)$$

Dla laserów CW z zakresu ultrafioletu i podczerwieni moc progowa jest więc stała ($P_{th} = 0.02$ W dla $r = 0.2$ mm) i zależy tylko od promienia plamki lasera.

Wartość głębokości destrukcji określa wzór rekurencyjny:

$$h^{-1} \ln(h/r_l) = 2 \cdot \pi \cdot \lambda \cdot (T_b - T_n) / P$$

gdzie: r_l - wartość promienia, na którym $T_b - T_n = \Delta T$.

Wartości h oraz innych omawianych wyżej parametrów laserowej obróbki tkanki przedstawiono w tabeli II. W tabeli podano również wartość progową dla gęstości energii wymaganej do destrukcji tkanki w przypadku promieniowania impulsowego, szacowaną z zależności:

$$E_{th} = C \cdot \rho \cdot (T_b - T_n) / \kappa$$

gdzie: C - pojemność cieplna tkanki.

Tak więc termiczna destrukcja tkanki przez promieniowanie lasera zależy od pięciu parametrów: wejściowej mocy lasera (energii impulsu), czasu ekspozycji (czasu trwania impulsu), rozmiaru plamki promieniowania, przewodnictwa cieplnego tkanki (dyfuzyjność) i współczynnika osłabienia dla danej długości fali.

Termiczne oddziaływanie promieniowania laserowego z tkanką dotyczy takich procesów, jak cięcie tkanki i jej koagulacja oraz rekanalizacja naczyń. Najczęściej stosowanym tu laserem jest laser Ar^+ , który oprócz koagulacji naczyń włoskowatych, wykorzystuje się do celów hemostatycznych (tamowanie krwawień z wrzodów, żyłaków), w chirurgii plastycznej (usuwanie tatuażu) i przy rekanalizacji naczyń. Laser Nd:YAG wykorzystuje się do tamowania krwawień w przełyku, żołądku i dwunastnicy, w urologii do koagulacji guzów pęcherza moczowego, rozbijania kamieni.

Oddziaływania ablacyjne

Efekty takie występują w przypadku oddziaływania na tkankę krótkich impulsów o mocy powyżej MW/cm². Fotoablację charakteryzuje progowa wartość mocy oraz szybkość ablacji. Destrukcja tkanki jest w przypadku ablacji bardziej efektywna, zaś uszkodzenia termiczne otaczających warstw są minimalne ($t_p < 10^{-5}$ s).

Laserowa ablacja tkanki jest objętościową eksplozją, która spowodowana jest przez rozłożenie znacznej części materiału (około 5%) w objętości, gdzie zachodzi ablacja, na małe molekuly w wyniku zabsorbowania fotonów. Zastąpienie długiego łańcucha białkowego przez małe molekuly oraz obecność energii nadmiarowej po zerwaniu wiązań, powoduje lokalny przyrost ciśnienia, który znajduje upust w objętościowej eksplozji.

Aby ablacja została zapoczątkowana, musi zostać osiągnięty próg gęstości energii padającej na tkankę wiązki:

$$\Phi > \Phi_{th} = h_a \cdot D$$

gdzie: D - głębokość osłabienia tkanki ($D = \kappa^l$),

h_a - ciepło ablacji (na jednostkę objętości),

$\Phi = I \cdot t$, t - czas trwania impulsu, I - intensywność promieniowania.

Front ablacji porusza się w głąb tkanki ze stałą prędkością:

$$v = \frac{I(l)}{h_a}$$

gdzie: l - głębokość krateru.

Metodą ablacji odparowuje się tkankę nowotworową, przeprowadza rekanalizację naczyń krwionośnych, usuwa skrzepy naczyniowe, a także wykonuje niektóre zabiegi w oftalmologii.

Wykorzystuje się tu lasery TEA-CO₂, Er:YAG, Ho-YAG oraz Nd:YAG, a także lasery z zakresu 450-500 nm (barwnikowe), 308 nm (XeCl-excimer) i ok. 200 nm (193 nm ArF-excimer i piąta harmoniczna 213 nm Nd:YAG). Przy doborze odpowiedniego lasera należy pamiętać o strefie uszkodzeń termicznych dookoła obszaru ablacji. Dla TEA-CO₂ - 50 μm, Er:YAG - 30 μm, ArF - 1 μm, Nd:YAG - kilka mm.

Oddziaływania elektromechaniczne

Występuje ono przy bardzo dużych wartościach gęstości mocy promieniowania laserowego - 100 MW/cm² i nie zależy od wartości współczynnika pochłaniania tkanki. Wykorzystywane jest w ośrodkach o dużej wartości transmisji promieniowania. W miejscu skupienia wiązki laserowej występuje bardzo silne pole elektryczne, rzędu 10⁹ V/cm, w wyniku czego ośrodek zostaje zjonizowany. Pojawia się efekt optycznego przebicia, powstaje mikroplazma, czyli mikroobszar (10 - 15 μm) o wysokiej gęstości swobodnych elektronów (o temperaturze ok. 10000° K). Plazma ta zaczyna się bardzo szybko (z prędkością około 4km/s) rozszerzać. W rezultacie w ośrodku powstaje silna fala uderzeniowa, która prowadzi do powstania sił mechanicznych niszczących strukturę tkanki (ciśnienie wzrasta o 20-60 kbar). Oprócz tego mikroplazma świecąca w zakresie widzialnym i bliskiej podczerwieni nagrzewa sąsiednią tkankę. Rozmiar strefy uszkodzenia zależy od: długości fali promieniowania, natężenia promieniowania i całkowitej dostarczonej energii, czasu utrzymywania się plazmy, mechanicznych własności tkanki (gęstość, masa, elastyczność). Np. dla lasera Nd:YAG, promień całkowitej destruktji w przypadku impulsów o energii 1 mJ nie przekracza 0.1 mm.

Wzrost ciśnienia objawia się powstaniem pęcherzyka kawitacyjnego. Energia kinetyczna plazmy zamienia się w energię potencjalną magazynowaną w rozszerzającym się pęcherzyku. W czasie krótszym od ms pęcherzyk imploduje. Gdy pęcherzyk wiotczeje w pobliżu brzegu stałego, wytwarza się bardzo szybki strumień cieczy skierowany do tego brzegu. Gdy pomiędzy pęcherzykiem i stałym brzegiem nie ma warstwy wody, strumień może powodować wysoki nacisk udarowy na brzeg. Dynamika kawitacyjnego pęcherzyka, a szczególnie powstanie w/w strumienia zależy od bezwymiarowej odległości γ między pęcherzykiem i brzegiem: $\gamma=s/R_B$, gdzie: s- odległość między pęcherzykiem i brzegiem, R_B - maksymalny promień pęcherzyka (ok. 2 mm dla 5 mJ).

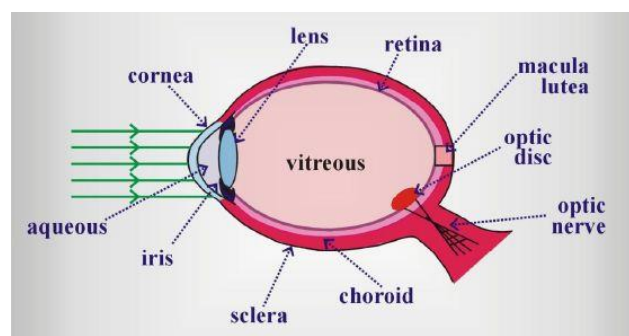
Dla celów klinicznych niezbędna jest zawsze sekwencja kilku impulsów laserowych, a po niej pęcherzyki kawitacyjne są większe, większe też zniszczenia naświetlanej tkanki. Aby tego niekorzystnego zjawiska uniknąć należy stosować impulsy o mniejszej energii i krótszym czasie trwania. I tak np. dla impulsów pikosekundowych o czasie trwania 30-40 ps (otrzymywanych na ogół w wyniku synchronizacji modów) energia potrzebna do uzyskania efektu przebicia optycznego jest niższa 15-90 razy aniżeli dla impulsów nanosekundowych.

Opisany wyżej efekt mechanicznego działania wiązki laserowej w mikroobszarze wykorzystywany jest głównie w mikrochirurgii przedniego odcinka oka.

Bezpieczeństwo użytkowania laserów w medycynie

Zagrożenie promieniowaniem laserowym podczas wykorzystywania go w medycynie odnosi się głównie do oczu i skóry zarówno pacjenta, jak i personelu obsługującego urządzenia laserowe.

Uszkodzenie oczu lub skóry zachodzi zazwyczaj na skutek reakcji termicznych w wyniku absorpcji dużej ilości energii promieniowania laserowego. W zależności od długości fali zagrożone są różne tkanki budujące oko. Nadfiolet tzw. próżniowy UVC z zakresu 200-215 nm oraz podczerwień o długościach fal powyżej 1400 nm, są efektywnie pochłaniane przez rogówkę. Soczewka pochłania z kolei bliski nadfiolet UVA oraz częściowo podczerwień IRA i IRB. Promieniowanie widzialne i bliska podczerwień IRA są przepuszczane do siatkówki. Uszkodzenie siatkówki promieniowaniem z zakresu 400 – 1400 nm, może być szczególnie szkodliwe, gdyż wiązka laserowa o średnicy rzędu kilku milimetrów może być skupiona na siatkówce oka do plamki o średnicy 10 μm . Tak więc gęstość mocy wiązki wchodzącej do oka o wartości 1 mW/cm^2 ulega zwiększeniu do wartości 100 W/cm^2 na siatkówce oka. Ta gęstość promieniowania jest wystarczająco duża, aby spowodować uszkodzenie siatkówki. Stopień uszkodzenia siatkówki jest różny, w zależności od miejsca, gdzie skupiane jest promieniowanie laserowe. Może dojść do powstania trwałej ślepoty. Rysunek 6 pokazuje różnorodność tkanek występujących w oku.



Rysunek 6. Budowa oka ludzkiego

W Tabeli 1 przedstawiono efekty absorpcji promieniowania laserowego przez różne fragmenty oka

Tabela 1. Efekty absorpcji promieniowania przez oko

Zakres	Efekt absorpcji promieniowania
UV C (200-280 nm)	Zapalenie rogówki
UV B (280-315 nm)	Zapalenie rogówki
UVA (315-400 nm)	Katarakta
ViS (400-780 nm)	Fotochemiczne i termalne uszkodzenie tęczówki
IR A (780-1400 nm)	Katarakta, oparzenia tęczówki
IR B (1400-3000 nm)	Katarakta, oparzenia rogówki
IRC (3000-10000 nm)	Oparzenia rogówki

Aby zapobiec w/w zagrożeniom stosuje się okulary ochronne. Filtry ochronne w okularach powinny osłabiać promieniowanie o długości fali wykorzystywanej w stosowanym urządzeniu. Filtry ochronne charakteryzowane są przez gęstość optyczną: $OD(\lambda) = \log_{10}(H_0/MDE)$, gdzie H_0 – największa spodziewana ekspozycja (W/cm^2 lub J/cm^2), MDE – maksymalna dopuszczalna ekspozycja: taki poziom promieniowania, któremu mogą być poddani ludzie bez doznawania skutków szkodliwych. MDE zależy od długości fali promieniowania, czasu trwania impulsu, czasu ekspozycji oraz rodzaju tkanki narażonej na obrażenie. W Tabeli 2 zamieszczono przykładowe wartości MDE dla laserów stosowanych również w urologii.

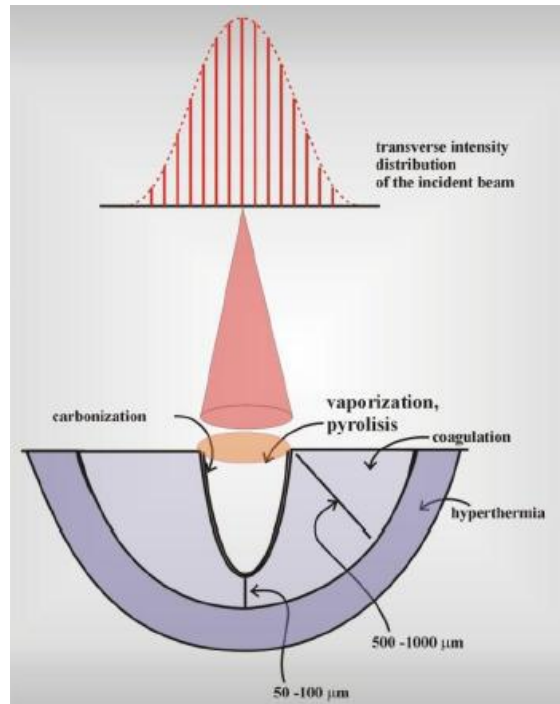
Tabela 2. Niektóre wartości MDE dla laserów stanowiących zagrożenie dla oczu

Typ lasera	Długość fali promieniowania [nm]	Długość fali promieniowania [nm]
laser Nd:YAG	1064	5 $\mu J/cm^2$ dla laserów impulsowych od 1 ns do 50 μs , $9t^{3/4}$ mJ/cm^2 od 50 μs do 1000 s, 1,6 mW/cm^2 dla dłuższych czasów
laser jonowy argonowy	488/514	0,5 $\mu J/cm^2$ od 1 ns do 18 μs , $1,8 t^{3/4}$ mJ/cm^2 od 18 μs do 10 s, 10 mJ/cm^2 od 10 s do 10 000 s, 1 $\mu W/cm^2$ dla dłuższych impulsów

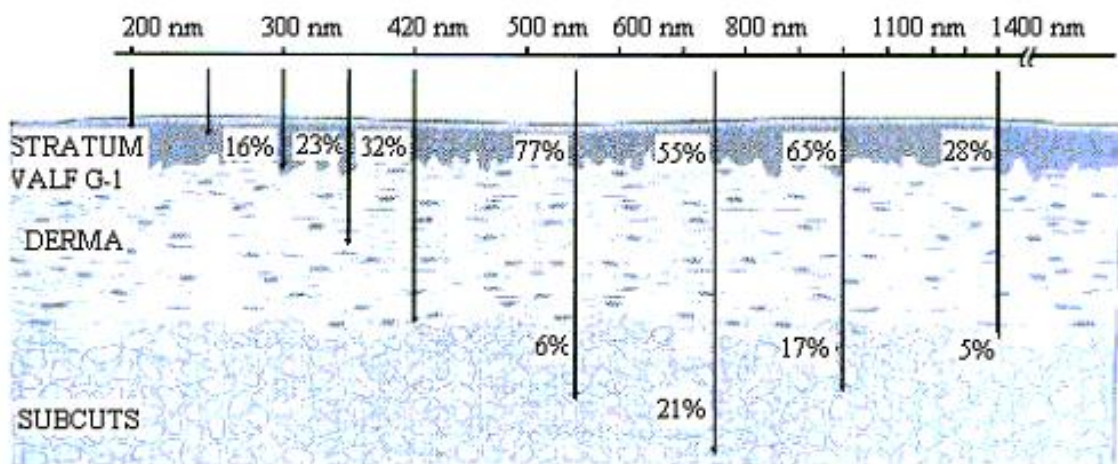
Dla lasera impulsowego Nd:YAG (1064 nm) o energii impulsu ~ 80 mJ, czasie trwania 15 ns, $OD=4.6$, zaś dla lasera argonowego (514 nm) o mocy 1 W, $OD=6.4$.

Z kolei uszkodzenie skóry (skóra rąk, głowy, ramion) przez wiązkę laserową może być bardzo duże, jednak dawki promieniowania laserowego potrzebne do wywołania uszkodzeń skóry potrzebne są znacznie większe aniżeli w przypadku oka. Najbardziej niebezpieczny zakres to 230-380 nm. Światło laserowe z zakresu 280-315 nm może powodować poparzenie skóry, raka skóry i efekty starzenia. Lasery pracujące w zakresie widzialnym oraz

podczerwonym mogą wywołać łagodną postać rumienia, ale przy odpowiednio dużej dawce, mogą być przyczyną poparzeń. Światło laserowe z zakresu 300-600 nm prowadzi do powstawania na skórze reakcji fotochemicznych, zaś z zakresu 700-1000 nm poparzenie skóry. Impulsy laserowe o dużej mocy szczytowej mogą spowodować zwęglenie tkanek. Rysunek 7 przedstawia mechanizmy oddziaływania promieniowania laserowego na tkankę miękką. Na rysunku 8 pokazano wpływ długości fali promieniowania laserowego na głębokość penetracji skóry.



Rysunek 7. Oddziaływanie promieniowania laserowego na tkankę miękką



Rysunek 8. Głębokość wnikania promieniowania o różnej długości fali w skórę ludzką

Tabela 3 przedstawia efekty absorpcji promieniowania laserowego przez skórę.

Tabela 3. Efekty absorpcji promieniowania przez skórę

Zakres	Efekt absorpcji promieniowania
UV C (200-280 nm)	Poparzenia słoneczne
UV B (280-315 nm)	Przyspieszone starzenie się skóry, zwiększona pigmentacja
UVA (315-400 nm)	Przyciemnienie pigmentacji
ViS (400-780 nm)	Poparzenia skóry
IR A (780-1400 nm)	Poparzenia skóry
IR B (1400-3000 nm)	Poparzenia skóry
IRC (3000-10000 nm)	Poparzenia skóry

Ze względu na bezpieczeństwo użytkowania (różne długości fal i moce) lasery dzieli się na siedem różnych klas (wg PN-EN 60825-1: 2010) 1, 1M, 2, 2M, 3R, 3B, 4. Opis klas przedstawia Tabela 4.

Tabela 4. Podział laserów i urządzeń laserowych na klasy (PN-EN 60825-1:2010)

Klasa	Charakterystyka
1	Lasery bezpieczne w racjonalnych warunkach pracy (wiązka laserowa nie pada na oko)
1M	Lasery o długościach fal od 302,5 nm do 4000 nm, bezpieczne w racjonalnych warunkach pracy, a niebezpieczne w trakcie patrzenia w wiązkę przez przyrządy optyczne
2	Lasery z zakresu widzialnego o długości fal od 400 do 700 nm o małej mocy (do 1 mW dla laserów pracy ciągłej). Ochrona naturalna przez instynktowne reakcje obronne.
2M	Lasery z zakresu widzialnego o długości fal od 400 do 700 nm. Ochrona naturalna przez instynktowne reakcje obronne, ale niebezpieczne w trakcie patrzenia w wiązkę przez przyrządy optyczne
3R	Lasery o długości fal od 302,5 nm do 10 ⁶ nm, dla których bezpośrednie patrzenie w wiązkę jest potencjalnie niebezpieczne.
3B	Lasery niebezpieczne podczas bezpośredniej ekspozycji promieniowania. Patrzenie na odbicia rozproszone są zwykle bezpieczne.
4	Lasery, które wytwarzają niebezpieczne odbicia rozproszone. Mogą one powodować uszkodzenie skóry oraz stwarzają zagrożenie pożarem. Podczas obsługi laserów klasy 4 należy zachować szczególną ostrożność.

Normy bezpieczeństwa pracy z laserami sklasyfikowane zostały przez krajowe organizacje bezpieczeństwa pracy. Większość krajów Europy skorzystała ze schematów klasyfikacyjnych ANSI (American National Standards Institute, Z136.1, Safe Use of Lasers 1993). Główne kryterium klasyfikacji laserów opiera się na potencjalnym zagrożeniu jakie niesie korzystanie z lasera. Posługujemy się tu pojęciem granicy emisji dostępnej GED (ang. AEL: Accessible Emission Limit) i pojęciem maksymalnego poziomu dopuszczalnej ekspozycji MDE (ang. MPE: Maximum Permissible Exposure). Z tego punktu widzenia wyróżnia się 4 klasy laserów (Tabela 5); im wyższy numer klasyfikacyjny tym większe potencjalne zagrożenie. Wartości GED i MDE zostały stablicowane dla promieniowania o różnych długościach fali przy użyciu

jednostek mocy (W) i gęstości mocy ($W m^{-2}$), dla laserów o pracy ciągłej oraz energii (J) i gęstości energii ($J m^{-2}$) dla laserów impulsowych.

Tabela 5. Klasyfikacja laserów biorąca pod uwagę wartości GED oraz MDE:

klasa	charakterystyka
1	urządzenia całkowicie bezpieczne, maksymalny poziom dopuszczalnej ekspozycji MDE nie może być przekroczony w żadnych warunkach;
2	urządzenia małej mocy (do 1 mW dla laserów pracy ciągłej), emitujące promieniowanie o długościach fal z zakresu widzialnego 400 - 700 nm; dla laserów impulsowych energia wyjściowa jest ograniczona do GED klasy 1 dla czasów trwania ekspozycji 0,25s;
3A	lasery o mocy wyjściowej do 5 mW przy pracy ciągłej lub GED pięciokrotnie większym niż dla klasy 2 dla laserów impulsowych. Natężenie napromienienia (gęstość mocy) nie może przekraczać $25 W \cdot m^{-2}$ dla zakresu widzialnego;
3B	klasa 3B - moc laserów o pracy ciągłej nie może przekraczać 0,5 W, a natężenie napromienienia (gęstość energii) laserów impulsowych musi być mniejsze niż $10^5 J \cdot m^{-2}$.
4	lasery o dużej mocy o mocach wyjściowych przewyższających GED dla klasy 3B.

Producenci urządzeń laserowych mają obowiązek zamieszczać na ich tabliczkach znamionowych informację o klasie bezpieczeństwa laserów.

Z uwagi na konstrukcję i sposób pracy urządzeń laserowych należy również brać pod uwagę takie źródła zagrożeń jak:

1. Zagrożenia elektryczne,
2. zagrożenia pochodzące od par i gazów (np. w chirurgii dymy powstające na skutek termicznego cięcia tkanek),
3. zagrożenia pożarowe i wybuchowe (np. zapalenie się materiałów palnych na skutek oddziaływania promieniowania laserowego dużej mocy),
4. zagrożenia promieniowaniem towarzyszącym (nielaserowym) (np. zagrożenia promieniowaniem wysokiej częstotliwości lub rentgenowskim pochodzącym z laserów).

Swoistym zagrożeniem może być też nieświadomość personelu obsługującego urządzenie laserowe. Szkolenie personelu obsługującego urządzenie laserowe powinno obejmować:

1. procedury eksploatacji urządzeń laserowych,
2. sposób właściwego użycia procedur kontroli zagrożenia, znaków ostrzegawczych, itp.,
3. procedury zgłaszania wypadku,
4. zagadnienia związane ze skutkami biologicznymi oddziaływania promieniowania laserowego na oczy i skórę.

Aby uniknąć zagrożeń związanych z promieniowaniem laserowym, należy zadbać o warunki pracy w pomieszczeniach, gdzie zainstalowane są urządzenia laserowe:

1. oświetlenie elektryczne o odpowiednio wysokim poziomie natężenia, gdyż w takich warunkach źrenice oczu są znacznie mniej rozszerzone niż w miejscach ciemnych i

- słabo oświetlonych. Przy mniej rozszerzonej źrenicy, mniej promieniowania laserowego może wniknąć do oka i a tym samym skutki szkodliwe są też mniejsze,
2. matowe wykończenie ścian, aby uniknąć przypadkowych niebezpiecznych odbić zwierciadlanych,
 3. odpowiednie zabezpieczenie okien, aby promieniowanie laserowe nie mogło przedostać się na zewnątrz pomieszczenia,
 4. odpowiednio oznakowanie wejścia do miejsca, w którym pracuje laser tak, aby informować o potencjalnym zagrożeniu Wzór etykiety ostrzegawczej przedstawiono na rysunku 1.

Piśmiennictwo

1. H. Abramczyk, "POTENCJALNE ZAGROŻENIA WYNIKAJĄCE Z NIEWŁAŚCIWEGO KORZYSTANIA Z LASERÓW", LTD5.pdf
2. Bach T, Xia SJ, Yang Y, et al. Thulium: YAG 2 mum cw laser prostatectomy: where do we stand? World J Urol. 2010; 28:163–168.
3. Bachmann A, Tubaro A, Barber N, et al. 180-W XPS GreenLight laser vaporisation versus transurethral resection of the prostate for the treatment of benign prostatic obstruction: 6-month safety and efficacy results of a European Multicentre Randomised Trial--the GOLIATH study.Eur Urol. 2014;65:931–942.
4. Bachmann A, Tubaro A, Barber N, et al. A European Multicenter Randomized Noninferiority Trial Comparing 180 W GreenLight XPS Laser Vaporization and

Transurethral Resection of the Prostate for the Treatment of Benign Prostatic Obstruction: 12-Month Results of the GOLIATH Study. *J Urol.* 2015;193:570–578.

5. Dołowy Ł, Krajewski W, Dambowski J, Zdrojowy R, Kołodziej A.: The role of lasers in modern urology. *Centr. Eur. J. Urol.* 2015, 68 (2), 175-182
6. Dutkiewicz SA, Wroblewski M. Comparison of treatment results between holmium laser endourethrotomy and optical internal urethrotomy for urethral stricture. *Int Urol Nephrol.*2012;44:717–724
7. Elshal AM, Elkoushy MA, Elmansy HM, Sampalis J, Elhilali MM. Holmium:YAG transurethral incision versus laser photoselective vaporization for benign prostatic hyperplasia in a small prostate. *J Urol.* 2014;191:148–154.
8. Jaworski W, Apoznański W, Chrzan R: Leczenie nawracających zwężeń cewki moczowej u dzieci laserem neodymowym. (Treatment of Recurrent Pediatric Urethral Stricture with Neodymium Laser). *Adv Clin Exp Med* 2004, 13, 6, 981-985.
9. Sławomir Kaczmarek, Zygmunt Mierczyk, Bolesław Kuzaka.: PODSTAWY FIZYCZNE MEDYCZNYCH ZASTOSOWAŃ LASERÓW, *Wiad. Lek.* 1994, 47, 11-12, 444-450
10. Kaczmarek Sławomir, Mierczyk Zygmunt, Kuzaka Bolesław.: Oddziaływanie promieniowania laserowego na tkankę biologiczną. *Wiad. Lek.* 1994, 47, 21-24, 868-880.
11. Kamp S, Knoll T, Osman MM, Kohrmann KU, Michel MS, Alken P. Low-power holmium:YAG laser urethrotomy for treatment of urethral strictures: functional outcome and quality of life. *J Endourol.* 2006;20:38–41
12. Khoder WY, Bader M, Sroka R, Stief C, Waidelich R. Efficacy and safety of Ho:YAG laser lithotripsy for ureteroscopic removal of proximal and distal ureteral calculi. *BMC Urol.*2014;14:62.
13. Kramer MW, Wolters M, Cash H, et al. Current evidence of transurethral Ho:YAG and Tm:YAG treatment of bladder cancer: update 2014. *World J Urol.* 2015;33:571–579.
14. Kuzaka Bolesław, Mindak Marek, Pykało Roman Nowakowski Włodzimierz.: Badania doświadczalne na zwierzętach z zastosowaniem prototypu lasera YAG:Nd zaprojektowanym i wytworzonym przez Zakład Optoelektroniki WAT. Praca nr. 167

przedstawiona podczas obrad 21 Naukowego Zjazdu Polskiego Towarzystwa Urologicznego w Warszawie w dniach 15-17 listopada 1990 roku jako Poster.

15. Kuzaka Bolesław, Mindak Marek, Pykało Roman.: Naświetlanie pęcherza moczowego królików wiązką lasera YAG: Nd. Pol. Tyg. Lek. 1991, 46, 40-42, 795-798.
16. Kuzaka Bolesław, Pykało Roman, Mindak Marek.: Zespoleńie moczowodu światłem lasera Nd: YAG. Badania doświadczalne u psów. Pol. Tyg. Lek. 1992, 47, 24-26, 541-544.
17. Kuzaka Bolesław, Mindak Marek, Pykało Roman.: Wpływ wiązki promieniowania lasera cw YAG:Nd na ścianę pęcherza moczowego pobranego ze zwłok. Pol. Tyg. Lek. 1993, 48, 20-22, 475-477.
18. Kuzaka B, Mindak M, Pykało R.: Naświetlanie pęcherza moczowego u psów wiązką lasera YAG Nd. Pol. Tyg. Lek. 1996, 51, 6-9, 96-97.
19. Kuzaka B, Szymańska K, Suleiman W.: YAG:Nd laser cw w leczeniu stanów przedrakowych pęca. Pol. Tyg. Lek. 1996, 51, 6-9, 98-99.
20. Liu Q, Ma W, Li X, et al. Holmium laser endourethrotomy for the treatment of long-segment urethral strictures: a retrospective study of 190 patients. Urol J. 2014;11:1264–1270.
21. Łukasik Z, Kuśmińska-Fijałkowska A, Żurek M: BEZPIECZEŃSTWO PODCZAS PRACY Z LASERAMI I URZĄDZENIAMI LASEROWYMI, Bezpieczeństwo i ekologia, Autobusy, 10, 2016, 61-66
22. Mierczyk Zygmunt, Kwaśny Mirosław, Kuzaka Bolesław.: Bezpieczeństwo stosowania laserów. Polski Merkuriusz Lekarski 1999, T.VI. Nr 34, 211 – 217.
23. Moskvina S.V., Borovets S.J., Toropov V.A. Clinical justification of laser therapy efficiency of men's infertility. Urologicheskie Vedomosti Vol 8, No 1 (2018)
24. Nowakowski Włodzimierz, Mindak Marek, Pykało Roman, Kuzaka Bolesław.: Technika laserowa-zastosowanie w urologii. Posiedzenie Naukowe Warszawskiego Oddziału Polskiego Towarzystwa Urologicznego w dniu 15. 12. 1990 roku. Referat Nr. 1.
25. Marcin Polok, Wojciech Apoznański, Wojciech Jaworski. Urethral stricture in boys – own experience. Urologia Polska 2008/61/3
26. Pykało Roman, Kuzaka Bolesław, Mindak Marek, Borkowski Andrzej.: Zmiany morfologiczne obserwowane w pęcherzu . moczowym po naświetlaniu wiązką lasera

Nd:YAG. 6.Symposium Endourologii i ESWL. Lasery w Urologii. Referat
wygłoszony w dniu 29. 05. 1995 roku.

27. Razzaghi MR, Mazloomfard MM, Mokhtarpour H, Moeini A. Diode laser (980 nm) vaporization in comparison with transurethral resection of the prostate for benign prostatic hyperplasia: randomized clinical trial with 2-year follow-up. *Urology*. 2014;84:526–532.
28. Tang K, Xu Z, Xia D, et al. Early outcomes of thulium laser versus transurethral resection of the prostate for managing benign prostatic hyperplasia: a systematic review and meta-analysis of comparative studies. *J Endourol*. 2014;28:65–72
29. Wolska A, Konieczny P: PROMIENIOWANIE LASEROWE – SKUTKI ZDROWOTNE I ASPEKTY BEZPIECZEŃSTWA, PRACE INSTYTUTU ELEKTROTECHNIKI, zeszyt 228, 2006, 283-296