

Laser w otolaryngologii – podstawy fizyczne, wskazania i bezpieczeństwo

Laser in otolaryngology – physical principles, indications and security

Jerzy Wójtowicz

Katedra i Klinika Otolaryngologii i Laryngologii Onkologicznej, Akademii Medycznej im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu, kierownik Katedry i Kliniki prof. dr hab. med. Witold Szyfter

Dr hab. med. Jerzy Wójtowicz – ur. 5.04.1955 r. W latach 1974–1980 studia medyczne na AM w Poznaniu, zakończone uzyskaniem dyplomu z wyróżnieniem. Od 1980 r. zatrudniony w Klinice Otolaryngologii AM w Poznaniu. W 1986 r. uzyskał specjalizację drugiego stopnia z zakresu otolaryngologii, w 1989 r. – tytuł doktora nauk medycznych, a w 1998 r. – tytuł doktora habilitowanego medycyny. Od 1993 r. jest sekretarzem Komitetu Redakcyjnego *Otolaryngologii Polskiej*. Żona Beata – lekarz, dwoje dzieci – studenci Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu.

Streszczenie

W pracy przedstawiono fizyczne założenia stosowanych w medycynie urządzeń laserowych. W medycynie, ze względu na właściwości fizyczne i oddziaływanie na tkanki, stosowane są różne typy laserów. W pracy poruszono zagadnienie bezpieczeństwa w stosowaniu lasera, zwłaszcza podkreślono zagrożenie jakie może spowodować, zarówno u chorego, jak i u personelu, powstający dym i jego składniki.

Słowa kluczowe: *laser, zastosowanie, bezpieczeństwo, podstawy fizyczne.*

Abstract

The physical principles of using lasers in medicine were presented. Because of physical properties and reaction on tissues many types of lasers in medicine are used. In papers problems of safety in laser medicine, the hazard because of laser smoke, his components, especially on patients and staff of operating theatre.

Key words: *laser, indication, security, physical principles.*

(Postępy w chirurgii głowy i szyi 2004; 2: 3–14)

Podstawy fizyczne lasera – rys historyczny

Początki pojawienia się podstaw naukowych dotyczących laserów datują się na przełom XIX i XX w. W 1905 r. Max Planck określił, że w rzeczywistości występuje zjawisko najmniejszej niepodzielnej ilości energii i tę małą porcję energii nazwał kwantem. Dało to podstawy do dalszego rozwoju fizyki kwantowej i dalszych badań zjawisk elektromagnetycznych. We-

dług Maxa Plancka sama wielkość energii, jaką posiada jednostkowy kwant, zależała wprost proporcjonalnie od częstotliwości fali pola magnetycznego i wyrażała się wzorem $E=h\nu$ (h – stała Plancka = 6×10^{-34} J/s). Analizując właściwości wytwarzania promieniowania ciała doskonale czarnego stwierdzono, że energia elektromagnetyczna promieniowana jest przekazywana w pakietach, a same pakiety określono nazwą fotonu. Energia pojedynczego fotonu opisywana jest wzorem uwzględniającym długość fali – $E=hc/\lambda$ (h – stała



Plancka; c – prędkość światła; λ – długość fali wyrażona w metrach). W tym samym okresie wielu naukowców obserwowało w badaniu spektroskopowym pojawianie się spontanicznej emisji linii spektralnych, dobrze odgraniczonych w przypadku atomów wzbudzonych pierwiastków i linie te były charakterystyczne dla danego pierwiastka. W przypadku atomów w stanie zionym, ich naświetlanie światłem niekoherentnym, o dużym zakresie częstotliwości falowej, np. światłem białym, doprowadzało do absorpcji promieniowania światła przez atomy w tych ściśle oznaczonych dla danego pierwiastka liniach spektralnych. Niels Bohr zaproponował jako wytłumaczenie tego zjawiska absorpcji i emisji model atomu z centralnie występującym jądrem i orbitującymi dookoła niego na poszczególnych odległościach od niego elektronami, mogącymi przeskakiwać z danej orbity na inną w obrębie tego samego atomu. Każda z orbit w atomie posiada inną wartość energetyczną i w związku z tym w wyliczeniach matematycznych, obejmujących częstotliwość fali świetlnej lub pojedynczego fotonu, wielkość ta jest pomnożona przez wartość stałej Plancka i jest równa różnicy energii pomiędzy poszczególnymi orbitami atomu. W 1917 r. Albert Einstein, potwierdzając występowanie dwóch zjawisk opisywanych przez Plancka, a więc absorpcji i spontanicznej emisji stwierdził, że występuje również trzecie zjawisko, a mianowicie zjawisko stymulowanej emisji – występujące w przypadku, gdy atom w stanie wzbudzonym jest wymuszany do emitowania energii w formie pojedynczego fotonu o ściśle oznaczonej częstotliwości promieniowania. W zależności tej zachowane są prawa termodynamiki, jak również wspomniane równanie Plancka. Einstein stwierdził, że istnieje ściśła zależność pomiędzy tymi trzema zjawiskami – emisja spontaniczna zależna jest tylko od stałej Plancka, natomiast inne zjawiska zależne są również od szybkości światła, jak również od trzeciej wartości, jaką jest moc długości wytwarzanej fali elektromagnetycznej [1]. Alberta Einsteina nazywa się często twórcą teoretycznych podstaw narodzin lasera, jednakże nie podjął się on opisanie samej natury stymulowanego fotonu w swoich pracach. Dopiero fizyka kwantowa określiła samą naturę stymulowanego fotonu. Podkreślono, że w przypadku tego zjawiska wszystkie fotony występują w jednokowej fazie, posiadają identyczną częstotliwość, jak również kierunek rozprzestrzeniania się. Wprowadzono pojęcie koherencyjności emitowanej wiązki, spełniającej te trzy opisane cechy. Dopiero w 1920 r. Dirac, publikując prace dotyczące podstaw teorii elektrodynamiki kwantowej, posłużył się pojęciem koherencyjności emitowanego fotonu. W latach 50. XX wieku Feynman, Schwinger i Tomonaga za badania nad tym zagadnieniem otrzymali Nagrodę Nobla. Rozwój związany z zastosowaniem promieniowania mikrofalowego podczas II wojny światowej w celach wojskowych, pojawienie się sprzętu użytkowego, np. radaru, pogłębiło również badania nad wykorzystaniem promieniowania

mikrofalowego w innych celach. Charles Townes stworzył pierwszy *maser* (akronim skrótu *microwave amplification by stimulated emission of radiation*), jako medium pracującego użyto wówczas amoniaku. W 1958 r. ten sam autor wraz z Schawlowem przedstawili założenia budowy i działania masera optycznego i nazwali go *laserem* (akronim skrótu *light amplification by stimulated emission of radiation*) [2]. Nad podobnymi zasadami działania lasera pracowali uczeni radzieccy Basov i Prokhorov [3] – za osiągnięcia wszyscy czterej zostali laureatami Nagrody Nobla. Pierwszy laser rubinowy przedstawił w 1960 r. Maiman [4]. Pierwszy laser oparty na mieszaninie gazów helu i neonu przedstawiono w 1961 r., odkrycia tego dokonał Javan i wsp. [5], jednakże urządzenie to działało w podczerwieni $\lambda=1\ 150$ nm. W 1962 r. przedstawiono laser He-Ne, działający w paśmie widzialnym $\lambda=633$ nm; jest on do dnia dzisiejszego używany w sprzęcie medycznym [6]. Inną grupą laserów były urządzenia oparte na wprowadzeniu do struktury kryształu YAG (*yttrium-aluminium-garnet*) atomów neodymowych – tak powstał popularny do dziś laser typu Nd:YAG, opisany po raz pierwszy przez Geusica i wsp. w 1964 r. [7]. Już od początku stosowania laserów zastanawiano się nad modyfikacją wytwarzania impulsu generowanego przez laser. W 1961 r. przedstawiono koncepcję Q-switcha i zastosowano ją do laserów rubinowych oraz Nd:YAG, co pozwoliło na uzyskanie impulsów światła laserowego o dużej mocy przy krótkim czasie działania samego impulsu. Laser CO₂ powstał w 1964 r., zasadę jego działania podał Patel [8], jednakże w początkowym okresie miały one moc kilku miliwatów i dopiero wprowadzenie urządzeń dających promień o mocy 10 do 100 watów, przy działaniu w trybie pracy ciągłej, pozwoliło na jego zastosowanie w biologii i medycynie. W 1966 r. stworzono pierwszy organiczny laser barwnikowy (*dye laser*) z działaniem impulsu w granicach paru mikrosekund [9]. W latach późniejszych powstało wiele prototypów różnych laserów barwnikowych, działających spektralnie w bliskim ultrafiolecie, w paśmie widzialnym oraz w bliskiej podczerwieni. Obecnie dostępne są urządzenia laserowe działające we wszystkich pasmach, począwszy od ultrafioletu, skończywszy na głębokiej podczerwieni. Jako medium do wytwarzania promieniowania laserowego wykorzystuje się obecnie ciała w postaci stałej, płynnej i gazowej. Często urządzenia te umożliwiają dostosowanie długości fali promieniowania do określonych zadań. Następnym etapem rozwoju laserów w medycynie było przystosowanie sprzętu optycznego do poszczególnych zastosowań. Początkowo w latach 60. XX w. wprowadzono systemy optyczne, pozwalające na dokładne ogniskowanie promienia laserowego, dając obraz plamki o bardzo małej średnicy. W tym czasie nastąpił wzrost znaczenia lasera w chirurgii okulistycznej [10], z uwzględnieniem schorzeń siatkówki oka. Nato-



miast lata 70. XX w. to rozwój zastosowania lasera w chirurgii skóry i tkanek miękkich, pionierskimi krokami były prace Goldmana i wsp. [11]. Pomocnym okazał się w tych przypadkach laser CO₂, zwłaszcza przy stosowaniu plamki skupionej o mocy 10÷20 watów. Właściwości związane z jednoczasową koagulacją w trakcie cięcia chirurgicznego okazały się bardzo przydatne w chirurgii tkanek bogato unaczynionych. W neurochirurgii odkryto przydatność lasera jako narzędzia pozwalającego na usuwanie zmienionych tkanek bez bezpośredniego kontaktu z miejscem operowanym, co pozwala na działanie w *oddali*. Podobna technika została zastosowana w laryngologii, w chirurgii zmian chorobowych w krtani. Następnym ważnym etapem w rozwoju zastosowania laserów w chirurgii było, oprócz wprowadzenia systemów optycznych, pozwalających na precyzyjne ogniskowanie promieni laserowych, zastosowanie stosunkowo niedrogich systemów światłowodowych, umożliwiających transmisję promienia laserowego. Technika ta stała się podwaliną do stosowania lasera w endoskopii, przy zastosowaniu fiberoskopów, endoskopów roboczych i laparoskopów. W laryngologii i dermatologii cienkie włókna szklane pozwoliły na stosowanie laserów w leczeniu zmian chorobowych poprzez ich nakłucie i dalsze usuwanie od wewnątrz. Technika ta wymusiła pojawienie się wielu nowych detektorów promieniowania, zwłaszcza optycznych, jak również dostosowanie parametrów technicznych urządzeń do bardzo ściśle zaprogramowanych dawek promieniowania laserowego. W chwili obecnej wszystkie urządzenia laserowe są w samodiagnostyce i działaniu wspomagane przez systemy komputerowej kontroli pracy. Pozwoliło to na uzyskanie bardzo stabilnych warunków pracy urządzeń, jak również wysoki stopień bezpieczeństwa i niezawodności sprzętu.

Rodzaje urządzeń laserowych stosowanych w medycynie

Obecnie w medycynie stosuje się wiele różnorodnych urządzeń laserowych. Należy wspomnieć o laserach CO₂, argonowych, Neodymium:YAG, Erbium:YAG, Holmiun:YAG, KTP, excimerowym, barwnikowym (*dye*), rubinowym, diodowym.

Laser dwutlenkowowęglowy (laser CO₂) ma typowe zastosowanie w leczeniu chirurgicznym, wymagającym usunięcia zmiany chorobowej w tkance stosunkowo dobrze ukrwionej. Biologiczne działanie promienia lasera CO₂ na tkanki jest silne, nie działa on wybiórczo na wybrane tkanki, zarówno pod względem zabarwienia, jak i uwodnienia. Można stosować generowanie promienia w technice pracy ciągłej (*cw* – ang. *continuous wave*), jak również w pracy przerywanej, z czasem działania w zakresie od 0,05 do 0,2 s. Cechą zasadniczą

lasera CO₂ jest jego działanie tnące, z wytworzeniem dobrej hemostazy poprzez efekt termicznego zamykania naczyń krwionośnych w operowanej tkance. Ocenia się, że stosowanie lasera CO₂ jako typowego urządzenia o charakterze tnącym redukuje ból pooperacyjny w miejscu operowanym w stosunku do typowej techniki chirurgicznej. Wydaje się, że jest to związane ze swoistym zlepianiem w miejscu działania promienia zarówno naczyń krwionośnych, jak i limfatycznych. Prowadzi to do zmniejszenia miejscowego obrzęku tkanek operowanych. Pomimo że poprzez działanie pulsacyjne zmniejszono miejscowy efekt termiczny promienia laserowego, obecnie stosuje się dodatkowe modyfikacje – technika superpulsu pozwala na uzyskanie identycznego w porównaniu do techniki konwencjonalnej gradientu energii pochłoniętej w miejscu działania, przy znacznie mniejszym czasie ekspozycji. Z jednej strony uniemożliwia to uzyskanie hemostazy poprzez działanie dyfuzji termicznej, z drugiej pozwala na miejscowe, bardzo odgraniczone destrukcyjne działanie na tkanki. Technika *sharp-pulse* (działanie wynoszące ok. 1 ms) pozwala na modyfikowanie promienia po względem głębokości jego działania, przy minimalizacji miejscowego efektu termicznego, modyfikacją są systemy wirujących lusterek w manipulatorach, pozwalających na uzyskanie kształtu plamki roboczej w formie linijnej lub zakrzywionej. Medium dla wspomnianego lasera CO₂ jest mieszanina gazów zawierająca dwutlenek węgla, azot oraz hel. W laserze tym uzyskuje się falę o długości $\lambda=10\ 600$ nm, w związku z tym sam promień roboczy jest niewidzialny dla oka. Jako promień wiodący stosuje się współpracujący laser He-Ne. Promień roboczy przekazywany jest z lampy poprzez układ zwierciadeł pokrytych napylnymi drobinami złota, w systemie ramion połączonych i może być po zogniskowaniu używany w mikromanipulatorach mikroskopowych lub w manipulatorach ręcznych.

Drugim laserem, a właściwie grupą laserów o licznych zastosowaniach w medycynie jest rodzina laserów, oparta na kryształach typu YAG (*yttrium-aluminium-garnet*) z dodanymi do tej struktury atomami innych pierwiastków. Najpopularniejszy jest **laser neodymowo-YAG'owy** (*Neodymium:YAG – Nd:YAG*) z mechanizmem wywołania promieniowania poprzez działanie na medium światła błyskowego lub lasera diodowego. Poprzez odpowiedni dobór rezonatorów można uzyskać emisję linii o $\lambda=1\ 300$ nm lub $\lambda=1\ 060$ nm. W medycynie dominuje laser o długości fali $\lambda=1\ 060$ nm, ze względu na znacznie większą penetrację do tkanek. Charakter emisji promieniowania pozwala na pracę w trybie ciągłym (*cw*), przerywanym lub Q-switch. Obecnie częstotliwość tego lasera jest podwajana poprzez zastosowanie kryształu KTP (*potassium-tytanyl-phosphate*) i uzyskuje się emisję o $\lambda=532$ nm – laser ten określa się jako **KPT-laser**. Przewagą lasera



Nd:YAG, jak i KTP-lasera nad laserem CO₂ jest możliwość zastosowania obu laserów w urządzeniach opartych na transmisji we włóknie szklanym.

Laser erbowy (*Erbium:YAG Er:YAG*) jest następnym przedstawicielem tej grupy laserów. Emituje linie o $\lambda=2\ 940$ nm i dzięki temu działa w zakresie największej absorpcji promieniowania poprzez wodę. Ten fakt sprawia, że laser ten jest wysmienionym narzędziem do ablacji tkanek, jednakże w znikomym odsetku pozwala na transmisję poprzez włókna szklane. Po zastosowaniu włókien specjalnie dobranych pod względem możliwości transmisyjnych zakresu fal stał się on bardzo przydatnym narzędziem w mikrochirurgii ucha środkowego, w szczególności ze względu na dużą precyzję działającego promienia roboczego.

Laser holomowy (*Homolium:YAG Ho:YAG*) jest trzecim z rodziny laserów YAG. Emituje linie o $\lambda=2\ 100$ nm, jest to długość fali pomiędzy długościami fal emisyjnych wspomnianych uprzednio laserów grupy YAG. Analizując absorpcję promienia wytwarzanego przez Ho:YAG należy podkreślić, że jest ona większa niż w przypadku lasera Nd:YAG, lecz mniej efektywna niż w przypadku lasera Er:YAG.

Lasery excimerowe (*excimer lasers*) są grupą nowych technologicznie urządzeń, w których jako medium w tym przypadku stosowane są fluorowcopochodne gazów rzadkich. Emitują one linie spektralne o znacznie krótszej długości fali, niż lasery przedstawiane dotychczas. Przykładowe długości to: XeF $\lambda=351$ nm; XeCl $\lambda=308$ nm; KrF $\lambda=248$ nm; ArF $\lambda=198$ nm. Lasery te charakteryzują się bardzo krótkim czasem działania błysku w przedziale 10 do 100 ns. Uzyskuje się przez to bardzo dobrze odgranieczoną linię cięcia, bez granicy zwęglenia tkanek. Dotychczas lasery te nie miały zastosowania w laryngologii, stosowane są w okulistyce w chirurgii rogówki, jak również w angioplastyce.

Lasery barwnikowe (*dye lasers*) nie mają praktycznego zastosowania w laryngologii.

Nową grupą urządzeń są **lasery oparte na ciałach stałych metalicznych**, czynnikiem emitującym są elementy w ich budowie, oparte na metalach ogrzewanych elektrycznie prądem o wysokim napięciu. Medium roboczym są tutaj przede wszystkim dwa metale ciężkie – miedź (*copper vapor laser* $\lambda=511$ nm – emituje światło żółte i $\lambda=578$ nm – emituje światło zielone) oraz złoto (*gold vapor laser* $\lambda=628$ nm). Lasery te zostały wprowadzone przez Walkera i wsp. w 1966 r. Medium w omawianych laserach jest gazowy neon, natomiast peletki miedziane lub złote umieszczone są w ceramicznym cylindrze. Optycznie uzyskuje się pulsację, wynoszącą ok. 10 do 20 ns, przy częstotliwości powtarzania od 5 do 20 kHz. Badania nad zastosowa-

niem tychże laserów są obecnie w stadium prób, jednakże już obecnie laser oparty na złocie stosowany jest w terapii fotodynamicznej opartej na stosowaniu sensybilizatora, jakim są pochodne hematoporfiryny.

W 1980 r. wprowadzono laser oparty na miedzi do chirurgicznego leczenia zmian naczyniowych skóry i błony śluzowej.

Charakterystyka rozwoju najbardziej popularnych laserów stosowanych w laryngologii

Laser Nd:YAG

Jak już wspomniano, laser ten to przede wszystkim laser o szerokim zastosowaniu w leczeniu z użyciem technik endoskopowych. Ze względu na długość fali światło laserowe Nd:YAG w sposób technicznie prosty jest możliwe do przesyłania przy pomocy systemów włókien światłowodowych. Od połowy lat 80. XX w. wprowadzono tzw. chirurgię kontaktową przy użyciu omawianego lasera [12]. Technika opierała się na stosowaniu zakończeń światłowodowych wykonanych z kryształu szafiru. Gallucci i wsp. przedstawili już w 1984 r. pozytywne wyniki leczenia nowotworów w zakresie głowy i szyi przy użyciu techniki kontaktowej [13]. Technikę tę stosowano przede wszystkim w leczeniu operacyjnym chorych uprzednio leczonych energią promieniową. Autorzy ci podkreślali, że uzyskane wyniki w procesie gojenia znacznie przewyższały te, które były wynikiem konwencjonalnego leczenia przy użyciu skalpela chirurgicznego [14]. Urządzenia laserowe nowszych generacji pozwalały na uzyskanie pracy w trybie *cw* do 80, a nawet 100 W. Technika *cw* została zastąpiona techniką pulsacyjną ze względu na fakt, że promienie lasera Nd:YAG znacznie głębiej wnikały w tkanki niż lasera CO₂, przez co konieczna była bardziej selektywna praca promienia, wywołująca znacznie mniejsze przegrzanie termiczne tkanek otaczających pole operowane. Tę swoistą niedogodność wykorzystywano natomiast w leczeniu zmian naczyniakowatych [15–17], powodując ich koagulację. W latach 90. XX w. szeroko propagowana była technika leczenia naczyniaków skóry, jak również błony śluzowej jamy ustnej i gardła przy użyciu światła laserowego, wprowadzanego poprzez kaniulę do guza, przy wykorzystaniu włókna szklanego [18]. Technika ta była wspomaganą jednoczasowym badaniem ultrasonograficznym leczonej okolicy, przez co można było prześledzić stopień zaawansowania powstawania zmian denaturacyjnych w obrębie operowanej zmiany [17].

Laser CO₂

Laser CO₂ na trwałe zaistniał w chirurgii laryngologicznej, zwłaszcza endoskopowej. Obecnie jest on



urządzeniem laserowym o najwszechstronniejszym zastosowaniu. Pozwala przy użyciu odpowiednich zestawów optycznych uzyskać cechy narzędzia tnącego, przy stosowaniu siniego skupienia promienia lub cechy narzędzia pozwalającego odparowywać tkanki w przypadku stosowania promienia rozogniskowanego. Długość fali wynosząca 10 600 nm wywołuje w tkankach szczególne reakcje miejscowe. Fala o takiej długości jest selektywnie absorbowana przez cząstki wody zawarte w tkankach i bez istotnego znaczenia jest zabarwienie tkanek podlegających działaniu promienia. W przypadkach dużej zawartości wody w tkankach, dochodzącej do 70 a nawet 90%, przy działaniu lasera CO₂ występuje waporyzacja tkanek [19]. Zjawisko to związane jest z przemianą wody zawartej zewnątrz-, jak i wewnątrzkomórkowo w parę wodną o temp. 100°C [20]. Zjawisko to przebiega bardzo gwałtownie [21], przez co nie dochodzi do miejscowego długotrwałego działania wysokiej temperatury i zminimalizowany jest miejscowy efekt termiczny. W praktyce zmiany termiczne w przypadku działania promienia lasera CO₂ obserwowane są na głębokość 60 do 130 μm i przez to laserowe cięcie chirurgiczne jest pozbawione znaczących zmian o charakterze uszkodzeń termicznych [22].

Następnym elementem istotnym w stosowaniu lasera CO₂ jest praktyczne określenie mocy działającej na powierzchnię oddziaływania promienia laserowego. Wielkości te mają istotne znaczenie dla samego działania lasera jako narzędzia tnącego, możliwości kontroli szybkości, jak również efektu miejscowej hemostazy [23–25]. Wartość działania miejscowego jest wprost proporcjonalnie zależna od mocy wytwarzanego promienia, a odwrotnie proporcjonalna do powierzchni efektywnie działającej plamki w miejscu roboczym. W przypadku stosowania lasera CO₂ jako skalpela chirurgicznego, zogniskowany promień laserowy ma zazwyczaj średnicę 0,1 do 0,2 mm. W przypadku stosowania mocy urządzenia na poziomie 20 do 35 W uzyskuje się stosunek mocy do powierzchni działania na poziomie 50 000 do 100 000 W/cm² – taki zakres mocy pozwala na praktycznie bezkrwawe cięcie tkanek organizmu ludzkiego. Najważniejszą cechą wyróżniającą laser CO₂ w kontekście zastosowania w chirurgii jest – jak już wspomniano – uzyskiwanie bardzo dobrej hemostazy [26]. W trakcie cięcia naczynia krwionośne o średnicy 0,5 mm i mniejszej są jednocześnie koagulowane. Naczynia limfatyczne są zamykane również na podobnej zasadzie [27]. Wielkość hemostazy związana jest z samymi parametrami miejscowymi działania promienia. Duża dawka mocy działającej na powierzchnię przyspiesza proces zamykania naczyń krwionośnych, również wolniejsze prowadzenie promienia zwiększa efektywność hemostazy [28–29]. Należy jednak podkreślić, że sam proces karbonizacji tkanki, występujący podczas długotrwałego działania promienia na tkanki powoduje, że pochłanianie energii przez tkanki ulega modyfikacji. W przypadkach występowania na-

czyń krwionośnych o większym przekroju bardziej przydatna jest technika stosująca rozogniskowany promień działający (*de-focusing*), zarówno w tzw. systemie *pre-focusing*, a więc gdy ogniskowanie promienia występuje przed miejscem operowanym lub w systemie *post-focusing*, gdy rzeczywiste ognisko promienia jest zlokalizowane głębiej w tkankach niż na powierzchni działania. Z punktu widzenia bezpieczeństwa miejscowego działania promienia, bardziej przydatne jest stosowanie techniki *pre-focusing*, gdyż w tym przypadku wraz ze wzrostem głębokości działania promienia w tkankach dochodzi do zwiększania się plamki roboczej i przez to zmniejszana jest wartość stosunku mocy do powierzchni roboczej – pozwala to uniknąć niezamierzonego efektu termicznego w głębszych partiach tkanek. Sama technika *de-focusing* opiera się na krótkich impulsach, trwających 0,2 do 0,5 s, zamykając ucięte końce krwawiącego naczynia, warunkiem jest dobre początkowe uchwycenie naczynia, aby w trakcie hemostazy nie było silnego przepływu krwi. Efektywność tej techniki jest duża i pozwala na wykonywanie hemostazy u pacjentów przyjmujących preparaty zawierające aspirynę i inne niesteroidowe leki przeciwzapalne. Elementem wartym podkreślenia jest również fakt, że działanie hemostatyczne i minimalne działanie traumatyzujące tkanki pozwala na stosowanie w dalszych etapach zabiegu chirurgicznego przeszczepów miejscowych [30] lub odległych, bez ryzyka miejscowego krwawienia pooperacyjnego i zmian o charakterze martwicy. Wiąże się to z jeszcze jedną pozytywną cechą gojenia po zastosowaniu lasera CO₂. Pomimo że w początkowym okresie gojenia blizna po cięciu skalpelem w procesie gojenia ma silniej zaznaczone [31] zlepianie tkankowe, to obecnie w związku z modyfikacjami natury technicznej działania miejscowego promienia na tkanki, w wielu doniesieniach podkreśla się, że blizna po laserze jest w okresie gojenia bardziej wytrzymała od konwencjonalnej, tj. wykonanej skalpelem chirurgicznym [32–34]. Dodatkowo nerwy czuciowe uszkodzane podczas zabiegu nie wywołują reakcji bólowej po zabiegu, chorzy po leczeniu z zastosowaniem lasera CO₂ zgłaszają minimalne dolegliwości bólowe. To uszczelnianie miejsca cięcia nerwu prowadzi do znacznego zmniejszenia bólu pooperacyjnego. Jednakże należy podkreślić, że technika laserowa nie jest pozbawiona bólu pooperacyjnego i często chorzy są rozczarowani faktem występowania minimalnego bólu po zabiegu. W badaniach histologicznych potwierdzono, że wykładniki morfologiczne zmniejszenia objawów bólowych w stosunku do chirurgii konwencjonalnej związane są z cechami miejscowego działania promienia: uszczelnianiem przeciętego końca nerwu, minimalizacją miejscowego stanu zapalnego i zredukowaniem obrzęku miejscowego.

Technika superpulsu

Wspomniana w tytule technika superpulsu została wprowadzona do uzyskania zmniejszenia efektu termicznego i ograniczenia zniszczeń w tkankach otaczają-



Tab. 1. Głębokość penetracji promienia laserowego w skórze ludzi rasy białej

Długość fali [nm]	Typ lasera	Głębokość penetracji (50% w [µm])	Czynnik pochłaniający
193	excimerowy	0,5	białko
488	argonowy	200	melanina
532	KTP laser	400	melanina, krew
694	rubinowy	1 200	melanina
1 060	Nd:YAG	1 600	krew, melanina
2 100	Ho:YAG	200	woda
2 940	Er:YAG	1	woda
10 600	CO ₂	20	woda

Tab. 2. Różnice w maksymalnej wartości koagulacji w zależności od rodzaju i parametrów działania lasera

Parametry (czas działania/wielkość plamki)	Głębokość maksymalnej koagulacji [mm]		
	Nd:YAG	argon	CO ₂
0,2 s/φ = 1 mm	0,45	0,5	<0,1
10 s/φ = 1 mm	1,7	1,2	0,6
10 s/φ = 2 mm	2,3	1,7	0,9

Tab. 3. Porównanie działania laserów w trybie pracy ciągłej dla wybranych parametrów

Parametr	Nd:YAG	Argon	CO ₂
głębokość koagulacji	~ 5 mm	1 mm	–
krwawienie podczas zabiegu	małe	małe	średnie
wytwarzanie dymu	bez dymu	bez dymu	duże
czas trwania zabiegu	mały	mały	duży
formowanie się blizny	duże	małe	małe
czas konieczny do gojenia	6–8 tyg.	2 tyg.	3–6 tyg.

cych pole operowane, wywołanego działaniem promienia lasera CO₂. Pomimo że laser daje minimalny obszar uszkodzenia termicznego, badania nad techniką superpulsu prowadziły do dalszej minimalizacji wspomnianego działania niepożądanego. W chwili włączania urządzenia uzyskuje się duży przyrost energii w bardzo krótkim czasie. Zjawisko to zmodyfikowano dla potrzeb klinicznych i systemy laserowe zostały tak zbudowane, aby uzyskać technicznie element nagłego wzrostu energii, który byłby cyklicznie w sposób ciągły powtarzany [35–36]. W porównaniu do techniki pulsacyjnej dotychczas stosowanej w laserach, gdzie czas działania wynosił w zakresie 0,05 do 0,2 s związany był z mecha-

nicznymi możliwościami przestony urządzenia – w przypadku superpulsu impuls działania lasera wynosi od 0,1 do 0,9 ms i jest sterowany elektronicznie. Przy tak małych czasach działania promienia laserowego możliwe jest stosowanie częstego powtarzania impulsu i w zależności od wytwórcy sprzętu współczynnik powtarzania wynosi od 200 do 500 Hz, technicznie możliwe jest obecnie uzyskanie powtarzania na poziomie 4 kHz. W modelu biologicznym najbardziej zbliżonym do doskonałego czas działania promienia jest tak mały, że nie występuje po zadziałaniu lasera przewodzenie ciepła do tkanek otaczających. Jest to model idealny, niemożliwy do realizacji przy użyciu obecnie dostępnego sprzętu. W przypadku zastosowania techniki konwencjonalnej (*cw*) przyrost temperatury otaczających tkanek jest niewielki i wynosi ok. 8°C powyżej ciepłoty ciała, jest to jednak temperatura letalna dla komórek – w wyniku miejscowego działania ciepła powstaje bezpośrednio w miejscu działania strefa termicznej nekrozy, natomiast bardziej obwodowo występuje w zmianach termicznych odwracalnych [37–38]. Technika superpulsu została wprowadzona przede wszystkim w celu uzyskania konkretnych parametrów działającego promienia. Mając na uwadze, że podczas działania lasera objętość tkanki nie ulega zmianie, ważne jest uzyskanie (1) największej mocy przypadającej na powierzchnię, (2) działanie promienia na tkankę w jak najkrótszym czasie, (3) pozwala na minimalizację miejscowych działań niepożądanych, (4) jak również szybkie przemieszczanie promienia laserowego, co uniemożliwia jego działanie w głębszych warstwach tkanek. Technika superpulsu, jak wspomniano, opiera się na wytwarzaniu bardzo krótkiego impulsu o dużej energii i następowym okresie ostudzenia tkanek. Uzyskanie tak szybkich zmian w tych dwóch stanach możliwe było poprzez zastosowanie elektronicznie sterowanych wirujących przeston dyskowych, z odpowiednim kształtem okien przepuszczających promieniowanie. Superpuls różni się zasadniczo od techniki Q-switch, stosowanej w laserach. W przypadku metody Q-switch błysk promieniowania laserowego wynosi kilka nanosekund. Technika superpulsu wymaga jednak większych energii niż technika konwencjonalna *cw* przeliczając, że 1/3 energii superpulsu odpowiada technice *cw*. Kwestią podnoszoną często w opracowaniach jest występowanie stosunkowo długiego okresu wychładzania tkanek po działaniu promienia laserowego. Efektywny czas działania promienia laserowego w technice superpulsu wynosi ok. 10%, maksymalnie do 40÷50%. Jednocześnie wychładzanie miejsca operowanego poprzez okresy braku ekspozycji tkanki na promieniowanie laserowe jest oceniane w przypadku techniki superpulsu na bardzo efektywne i w znaczny sposób redukuje ono występowanie niepożądanego uszkodzenia termicznego tkanek. Dodatkowymi zaletami techniki superpulsu jest jego przydatność w przecinaniu innych tkanek niż skóra, laser zachowuje w tym przypadku wszystkie pożądane cechy, a więc szybkie gojenie rany, miejscowo mały od-



czyn zapalny i znaczne zredukowanie wytwarzania się w miejscu działania tkanki bliznowatej.

Bezpieczeństwo w stosowaniu laserów w medycynie

Bezpieczeństwo w stosowaniu systemów laserowych opiera się na [39]:

- 1) prawidłowej eksploatacji urządzenia pod względem zabezpieczenia przed porażeniem elektrycznym;
- 2) przeciwdziałaniu niebezpieczeństwu wystąpienia samozapłonu i/lub eksplozji gazów;
- 3) przeciwdziałaniu zagrożeniom wynikającym ze stosowania lasera dla chorego, jak i dla personelu sali operacyjnej. Zagrożenia te mogą być związane z:
 - narażeniem gałki ocznej na promieniowanie,
 - narażeniem skóry na niezamierzone działanie promieni lasera,
 - narażeniem związanym z działaniem aerozoli i dymu wytworzonego w trakcie stosowania lasera.

Ad 1. Analizując niebezpieczeństwa ze strony systemów elektrycznych stosowanych w sprzęcie laserowym należy podkreślić, że większość laserów wymaga zasilania prądem o napięciach dochodzących do wartości 1 kV, a natężenia prądu w okresach szczytowych pracy urządzenia mogą dochodzić do 100–200 A.

Ad 2. W przypadku stosowania promienia laserowego w otoczeniu gazów anestetycznych, a taka sytuacja występuje w laserowej chirurgii krtani, bardzo istotne jest stosowanie odpowiedniego sprzętu anestezyjologicznego do prowadzenia oddechu zastępczego, jak również odpowiednich procedur dotyczących składu gazów anestetycznych. Rurki intubacyjne stosowane w chirurgii laserowej krtani powinny charakteryzować się głównie trzema cechami. Powinny:

- być wykonane z materiału trudnotopliwego, o podwyższonej temperaturze zapłonu,
- być odporne na szybkie przebicie ścianki promieniem laserowym;
- posiadać dwa mankiety uszczelniające, wypełniane podczas zabiegu wodą lub roztworem soli fizjologicznej.

Niebezpieczeństwa w stosowaniu lasera dla narządu wzroku

Narażenie wzroku w trakcie stosowania światła laserowego jest duże, wynika to z możliwości bezpośredniego działania promienia laserowego na gałkę oczną, jak również działania promieni odbitych. W przypadku promieniowania ultrafioletowego (UV) w medycynie stosuje się dwa zakresy – UVC ($\lambda=200\div 315$ nm) oraz UVB ($\lambda=315\div 400$ nm). Są one

absorbowane przez rogówkę, co może doprowadzić do wystąpienia uszkodzenia powierzchni ją pokrywającej lub np. do *photokeratitis*. Promieniowanie w zakresie UVB może być absorbowane przez soczewkę oka, w wyniku czego dochodzi do zmętnienia soczewki. Światło widzialne ($\lambda=400\div 780$ nm), jak również początkowe spektrum podczerwieni (pasmo NIR – *near-infrared* $\lambda=780\div 1400$ nm) jest transmitowane przez rogówkę oraz soczewkę oka z małymi stratami energii i praktycznie ogniskuje się na siatkówce oka. Średnica plamki skupienia optycznego zawiera się wówczas w przedziale 10–20 μm . Tak duże skupienie promieni przez układ optyczny oka powoduje, że natężenie światła padającego na powierzchnię zewnętrzną rogówki jest ok. 100 tys. razy wzmacniane w miejscu padania na siatkówkę oka. Jedynie 5% tej energii spożytkowane jest dla potrzeb widzenia, natomiast reszta jest absorbowana i wydzielana w miejscu działania w postaci ciepła. W skrajnych przypadkach dochodzi w tym przypadku do wystąpienia nieodwracalnych zmian o charakterze oparzeniowym.

Laser CO₂ wytwarza promieniowanie ($\lambda=10\ 600$ nm) charakteryzujące się dużą absorpcją w wodzie. Działanie promienia w związku z tym wiąże się przede wszystkim z działaniem w miejscu wnikania na powierzchni rogówki. Zniszczenia miejscowe na powierzchni rogówki zależne są od wielkości energii i czasu ekspozycji, zależność ta jest wprost proporcjonalna. Do zabezpieczenia przed tym niepożądanym działaniem w trakcie stosowania lasera konieczne jest używanie okularów ochronnych o właściwym spektrum pochłaniania energii dla fali $\lambda=10\ 600$ nm. Ważnym elementem jest noszenie okularów ochronnych przez cały czas zabiegu, pomimo że chwilowo urządzenie nie wytwarza promieniowania. Ze względu na występowanie tzw. promieni odbitych uważa się, że okulary ochronne powinny być zdejmowane przez personel sali operacyjnej dopiero po fizycznym wyłączeniu urządzenia laserowego.

Najbardziej niebezpiecznym miejscem dla ekspozycji na siatkówce oka jest plamka wzrokowa. Może to wystąpić po krótkotrwałej ekspozycji, praktycznie niezauważalnej gołym okiem. Najniebezpieczniejsze są lasery o fali $\lambda=400\div 1400$ nm. Jest to zakres niebiesko-zielonego światła lasera argonowego i żółtego światła laserów barwnikowych ($\lambda=577\div 585$ nm). W przypadku stosowania urządzeń laserowych dochodzi do znacznej absorpcji światła przez hemoglobinę zawartą w erytrocytach przepływających przez naczynia krwionośne siatkówki oraz melaninę zawartą w nabłonku barwnikowym pokrywającym siatkówkę oka. Dodatkowo istotną rolę odgrywają leki i inne preparaty, będące w swojej istocie również czynnikami fototoksycznymi i fotouczulającymi. Preparaty te mogą być stosowane przez pacjenta lub personel medyczny doustnie lub miejscowo



wo na skórę, w tej ostatniej formie może dochodzić do wnikania składników preparatów do układu krwionośnego i dalszego transportu, również do siatkówki oka. Środkami ochrony wzroku, jak już wspomniano, są zazwyczaj okulary ochronne. Okulary zabezpieczające siatkówkę oka, a tym samym aparat wzroku powinny:

- odpowiednio efektywnie pochłaniać fale o długości roboczej lasera lub w zakresie spektrum, na jakim laser pracuje,
- wykazywać maksymalne pochłanianie energii w ciągu 5 sekund,
- mieć dobrej jakości przepuszczalność, a przez to dawać dobrą jakość obrazu zarówno w oświetleniu dziennym, jak i nocnym,
- mieć możliwość stosowania razem ze szklami korekcyjnymi,
- mieć dużą wytrzymałość na uderzenie,
- nie zmieniać zabarwienia w czasie zabiegu.

W przypadku stosowania lasera CO₂ można stosować również okulary wykonane z soczewek plastikowych, jednakże jakość tego zabezpieczenia jest często dyskutowana.

W przypadku laserów o długości fali z zakresu spektrum widzialnego stosuje się zasadę, że filtr ochronny ma barwę zbliżoną do barwy emitowanej przez laser. W przypadku lasera argonowego stosowane są filtry pomarańczowe. Filtry o zabarwieniu niebieskawym lub czerwonym mają zastosowanie w przypadku laserów barwnikowych (*dye laser*) dla $\lambda=577\div 585$ nm. W przypadku lasera rubinowego konieczne jest stosowanie filtrów o zabarwieniu ciemnoniebieskim lub zielonym. Lasery Nd:YAG wymagają natomiast zabezpieczenia filtrami o zabarwieniu lekko szarym lub ciemnozielonym. Podczas zabiegu operacyjnego, zwłaszcza z użyciem lasera pracującego w trybie superpulsu, oczy chorego powinny być zabezpieczone łódeczkami wykonanymi z metalu lub akrylu, z odpowiedniego materiału, na podstawie długości fali generowanej przez urządzenie laserowe. W przypadku lasera CO₂ niezbędne jest zakładanie dobrze zmoczonej płytki wykonanej z gazy o grubości ok. 1 cm.

Ochrona skóry przed działaniem promieni wytwarzanych przez lasery

Podczas stosowania urządzenia laserowego może dojść do zadziałania promieni laserowych na skórę odkrytą, ubranie chorego lub na skórę personelu na sali operacyjnej. Efektem tego działania może być poparzenie miejscowe, prowadzące niekiedy do zmian owrzodzeniowych. W tych przypadkach bardzo niebezpieczne jest promieniowanie o długości fali $\lambda=100\div 200$ nm (w tym zakresie pracują lasery excimerowe), ponieważ może ono powodować zmiany molekularne (złamanie wiązań molekularnych) i mieć dzia-

łanie mutagenne. Promieniowanie z zakresu UVB ($\lambda=315\div 440$ nm) może wywoływać zmiany o obrazie klinicznym podobnym do oparzenia słonecznego lub zwiększać pigmentację skóry.

Niebezpieczeństwa związane z dymem wytwarzanym podczas stosowania lasera

Woda zawarta w tkankach, na którą działa promień lasera CO₂, ulega w trakcie absorpcji przez chromofory podgrzaniu i przechodzi w stan pary. W trakcie używania lasera konieczne jest w tym przypadku stosowanie wydajnych systemów odsysania dymu, pozwala to na uzyskanie dobrego wglądu na pole operowane, jak również przeciwdziała wydostawaniu się do pomieszczenia produktów dymu laserowego.

Od wielu lat prowadzone są badania nad związkami chemicznymi i wielkościami cząstek wchodzących w skład dymu, powstającego w wyniku działania promieni laserowych na tkankę organiczną. Badania te miały na celu przede wszystkim ustalenie, czy poprzez dym może dochodzić do rozprzestrzeniania się komórek nowotworowych. Zarówno klinicyści, jak i naukowcy zajmowali się składem dymu, powstającego podczas cięcia lub odparowywania przy użyciu laserów różnego typu. W przypadku chirurgicznego leczenia zmian nowotworowych przy użyciu lasera może dochodzić do rozprzestrzeniania się komórek nowotworowych w inne miejsca w organizmie chorego lub poprzez inhalowanie dymu przez personelu sali operacyjnej [40–41].

W badaniach nad składem dymu powstałego przy działaniu lasera CO₂ lub Nd:YAG stwierdzono, że w wyniku działania energii laserowej dochodzi do powstawania wielu drobin o różnej wielkości. Właściwości fizyczne tych drobin zależą od ich wielkości. W badaniach stwierdzono, że średnica tych drobin wahała się od 0,1 do 0,8 μm , z wartością średnią 0,31 μm . W dymie powstałym w trakcie odparowywania nie stwierdzono występowania bakterii, jak również innych tworów o budowie komórkowej. Jednakże należy podkreślić, że wielkość tych drobin może odpowiadać rozmiarowi cząstek określanych jako *drobiny niebezpieczne dla tkanki płucnej*, do tej grupy zalicza się elementy o wielkości w granicach 0,5 do 5,0 μm . Cząsteczki te mogą penetrować do pęcherzyków płucnych i powodować ciężkie stany zapalne tkanki płucnej. Stosowanie przez personel medyczny masek chirurgicznych jest w tym przypadku niewystarczające, ponieważ drobiny zawarte w dymie po stosowaniu lasera są 16 razy mniejsze niż średnice porów w standardowej, powszechnie stosowanej masce. Innym aerozolem, występującym podczas używania lasera są drobiny powstałe ze składników płynnych rozproszonych –



związane jest to z krwią lub tkankowymi elementami płynnymi. Zasadniczą ich cechą jest fakt, że są to drobiny powstałe w wyniku miejscowego działania ciepła. Drobiny te mogą być tak duże ($\varphi \cong 50 \mu\text{m}$), że są w stanie penetrować i ulegają grawitacyjnemu usunięciu na dolne powierzchnie sali operacyjnej lub mogą osadzać się na skórze rąk operatora. W przypadku mniejszych drobin ($\varphi \cong 10 \mu\text{m}$) może dojść do ich osadzania się w nosogardzieli, natomiast drobiny mniejsze ($\varphi \cong 7 \mu\text{m}$) mogą penetrować do pęcherzyków płucnych. W niektórych przypadkach w składzie dymu stwierdzano również bardzo małe drobiny o $\varphi < 0,6 \mu\text{m}$. W przypadku powstawania depozytów drobin w obrębie układu oddechowego istotny jest fakt, że drobiny o małej średnicy bardzo powolnie przemieszczają się i przez to ich sedimentacja na powierzchni błony śluzowej może być skutecznie zmniejszona poprzez efektywne mechaniczne odsysanie okolicy operowanej. W przypadku drobin o wielkości $0,8 \mu\text{m}$, tak często wytwarzanych przez laser, naturalny ruch drobin wynosi $0,0025 \text{ cm/s}$, co daje 9 cm/godz. Potwierdza to efektywność odsysania pola operacyjnego. Należy jednak podkreślić, że koncentracja związków szkodliwych w dymie powodowanym przez laser znacznie przekracza dopuszczalne normy zanieczyszczenia. W badaniach japońskich udowodniono, że odparowanie 1 g tkanki powoduje stopień zanieczyszczenia 17-krotnie przekraczający dopuszczalne normy w tym kraju [42]. W badaniach *in vitro* stwierdzono, że w skład dymu związanego z laserem wchodzi cząsteczki o wielkościach do $2,0 \mu\text{m}$, czyli zbliżonych do obserwowanych w dymie tytoniowym. W odniesieniu do wpływu na mutagenzę stwierdzono, że zarówno dym przy elektrokoagulacji, jak i w przypadku stosowania lasera zawiera koncentrację związków, odpowiadającą koncentracji występującej przy wypaleniu 3–6 papierosów.

Z punktu widzenia składu chemicznego dym laserowy jest bardzo toksyczny [43, 44]. W trakcie bezpośredniego kontaktu promienia laserowego z tkanką dochodzi do wyzwolenia dużej energii, zamienionej w energię termiczną, temperatura miejscowo dochodzi do $10\,000^\circ\text{K}$. W badaniach doświadczalnych wskazuje się, że w tych warunkach dochodzi do pirolizy białek oraz związków tłuszczowych i do powstawania plazmy. W badaniach wykonanych na preparatach mięsa wołowego poddawane działaniu zarówno lasera CO_2 , jak i Nd:YAG , stwierdzono znikome, lecz oznaczalne wielkości stężeń wielu związków o charakterze toksycznym, a nawet kancerogennym [45, 46]. Badania chromatograficzne wykazały obecność pochodnych benzenu, policyklicznych węglowodorów aromatycznych, formaliny oraz związków z grupy akrolein. Potwierdza to jak bardzo ważne jest prawidłowe odsysanie dymu, powstającego w trakcie działania lasera. Ustalono, że w przypadku nieprawidłowo działającego systemu oczyszczania pola operacyjnego z dymu, w trakcie odparowywania 3 g tkanki pojawia się stężenie akrolein i węglowodorów (wartości oblicza-

ne na metr sześcienny powietrza) znacznie przekraczające dopuszczalne normy dla tych związków. Fakt szkodliwego działania składników dymu laserowego potwierdzono również w badaniach dotyczących stężenia metemoglobinu u chorych i u personelu sali operacyjnej [47].

Materiał biologiczny zawarty w dymie laserowym

Jak już wcześniej zaznaczono, w składzie dymu nie stwierdzano występowania żywych organizmów bakteryjnych. W niektórych badaniach potwierdzono jednak, że w przypadku działania promienia laserowego o małej mocy na jednostkę powierzchni ($< 500 \text{ W/cm}^2$), w badaniach bakteriologicznych wyhodowano z dymu laserowego na mediach kultury bakterii *Escherichia coli* i *Staphylococcus aureus* [48, 49]. Zjawisko przeżywalności bakterii w miejscu działania lasera tłumaczy się występowaniem w tym miejscu zarówno koncentracji, jak i kondensacji pary wodnej. Powoduje to występowanie mechanizmów *lokalnego transportu*, co może być wykorzystywane przez bakterie.

W dymie wytwarzanym przez laser argonowy, jak również CO_2 stwierdzano występowanie żywych bakteriofagów [50]. W przypadku wirusów podobne badania nie wykazały występowania żywych form, stwierdzano pojawianie się dość licznych form morfologicznie niepełnych, szczątkowych [103].

Wirus brodawczaka

Badania Gardena i wsp. wykazały, że podczas odparowywania brodawczaków skóry stwierdza się w dymie obecność DNA wirusów [52]. W badaniach eksperymentalnych na *Fibropapilloma bovine* stwierdzono, że zarówno w przypadkach różnych gęstości energii, jak również w różnych wartościach energii działającej na pole operowane, możliwa jest po zabiegu identyfikacja wirusa w dymie laserowym. Podobne spostrzeżenia zawarli w pracy Sawchuck i wsp., badając występowanie brodawczaków na skórze ludzi leczonych techniką laserową [53]. Podobne wyniki dotyczące obecności DNA wirusowego w dymie stwierdza się w trakcie elektrokoagulacji. Mając na uwadze fakt występowania DNA wirusowego w dymie, konieczna jest dobra ochrona zarówno skóry, jak i dróg oddechowych osób przebywających na sali operacyjnej. Badania wykazały, że maski chirurgiczne firmy 3M mają zdolność do przechwytywania form wirusa brodawczaka zawartych w dymie laserowym. Są więc one wystarczającą ochroną przed inhalowaniem wirusa do dróg oddechowych (średnica wirusa = 55 nm). Badania Abramsona i wsp. zaprzeczają występowaniu DNA wirusa w samym dymie powstającym poprzez działający na brodawczaki promień lasera, jednakże ci sami autorzy podkreślają, że DNA wirusa stwierdzone



było podczas zabiegu na końcówce ssącej [54]. Podobne spostrzeżenia przedstawił Kashima i wsp. [55]. Badania Gardena i Bakusa, przeprowadzone na bydłęcym wirusie brodawczaka potwierdziły możliwość nie tylko samego występowania w dymie DNA wirusa, ale również możliwość przemieszczenia się DNA wirusa w inne miejsce pola operacyjnego, w trakcie odparowywania laserem CO₂ zarówno w trybie pracy ciągłej, jak i pulsacyjnej [56]. Obecnie wskazuje się na konieczność stosowania techniki bezdechu w trakcie operacyjnego leczenia brodawczaków, np. krtani, aby nie dopuścić do mechanicznego przemieszczania się drobin DNA wirusa w związku z przepływem gazów przez okolicę operowaną. W badaniach przeprowadzonych przez Labriaco i wsp., na podstawie kwestionariuszy rozesłanych do personelu medycznego mającego kontakt z laserami operacyjnymi wykazano, że w grupie 824 badanych 26 osób podawało występowanie zmian brodawczakowatych na skórze (3,2%), przy czym w grupie dermatologów odsetek ten był większy i wynosił 15,2% (17/112 przypadków) [57]. Analizując liczbę wszystkich schorzeń wywołanych, w grupie dermatologów odsetek ten był jeszcze większy i wynosił 65,7% (17/26 przypadków). Badania przeprowadzone przez Hallmo i Naessa dotyczyły grupy chirurgów, mających kontakt z brodawczakami krtani [58]. Stwierdzono, że dym laserowy zawierał HPV (*human papilloma virus*) typu 6 i 11, co jest bardziej ryzykowne dla operatorów niż pojawianie się innych typów wirusa brodawczaków. W badaniach nad wirusami i ich lokalizacją w pomieszczeniach, gdzie wykonywano zabiegi operacyjne, przeprowadzonych przy użyciu techniki PCR (*polymerase chain reaction*) wykazano, że zarówno stosowanie lasera, jak i elektrokoagulacji zwiększa ryzyko rozprzestrzeniania się wirusa [59]. Ryzyko występowania w powietrzu pomieszczenia wirusów jest wyższe w przypadku stosowania techniki laserowej, niż przy zastosowaniu elektrokoagulacji. Związane jest to zapewne ze zwiększoną obecnością aerozoli w powietrzu w przypadku stosowania techniki laserowej, przez co dochodzi do łatwiejszego transportu wirusa w pomieszczeniu. W przypadku obecności HPV DNA na powierzchniach pomieszczenia uzyskano pozytywne wyniki, potwierdzające ich występowanie w odległości ok. 2 m od obszaru działania promienia laserowego, w przypadku stosowania urządzeń elektrokoagulujących potwierdzenia tego zjawiska nie uzyskano.

Niebezpieczeństwo infekcji HBV i HIV

Zarówno wirus wywołujący zapalenie wątroby typu B (HBV – *hepatitis B virus*), jak również wirus wywołujący zespół nabytego braku odporności (HIV – *human immunodeficiency virus*) stanowią duże zagrożenie dla personelu medycznego. Stwierdzono, że ze względu na wielkość cząstek HBV, wynoszącą ok. 42 nm możliwa jest ich aspiracja do dróg oddechowych poprzez pory typowych masek chirurgicznych. W przypadku cząstek

HIV zjawisko przenikania przez maski chirurgiczne nie występuje, ponieważ cząstki te mają wielkość 100 nm, a jedynie stwierdzano ich obecność na powierzchni maski chirurgicznej. Badania Baggisha i wsp. wykazały, że w dymie laserowym potwierdza się obecność HIV [60]. Autorzy sugerują jednak, że zjawisko to występuje tylko w przypadkach, gdy u chorych w badaniach stwierdzana jest jedna kopia HIV w każdej komórce chorego organizmu. Zdecydowanie mniejsze narażenie występuje w przypadkach, gdy kopie HIV pojawiają się w co 10-tysięcznej komórce. Badania wykonane techniką PCR potwierdziły obecność HIV DNA i kwasów nukleinowych w zawartości dymu laserowego. Potencjalne ryzyko przemieszczania się wirusa na personel medyczny w przypadku leczenia metodą laserową pacjentów HIV-pozytywnych potwierdzili w badaniach Johnson i Robinson [61]. Badania wykonane w przypadku stosowania w procedurach chirurgicznych techniki elektrokoagulacji nie potwierdziły pojawiania się HIV DNA. Należy jednak dodać, że w badaniach nad ryzykiem występowania w grupie chirurgów, a dotyczących niebezpieczeństwa związanego z HIV wykazano, że w dymie laserowym w przeważającej ilości występują formy HIV z niepełnym łańcuchem DNA. Nieaktywność tych form potwierdzono w badaniach na koloniach komórkowych.

Procedury zabezpieczające w przypadku stosowaniu laserów

Ryzyko zakażenia chirurga i personelu medycznego można znacznie zmniejszyć poprzez właściwe stosowanie procedur ochronnych. Wydaje się, że zasadnicze znaczenie ma prawidłowy i wydolny system odciągania dymu, powstającego w trakcie stosowania lasera, bez względu na parametry techniczne i spektrum promienia laserowego. Właściwa odległość dyszy układu ssącego powinna wynosić od 1 do 2 cm od miejsca działania promienia laserowego [62]. Inne dane mówią, że nawet w przypadkach pracy ciągłej (*cw*) lasera, oddalenie końca dyszy od pola operacyjnego do wartości 5 cm nie powoduje zmniejszenia efektywności odsysania. Bardzo istotne z punktu ochrony jest natomiast stosowanie odpowiednich systemów filtracyjnych w urządzeniach odsysających. Preferowane są specjalne urządzenia do odsysania dymu laserowego, będące urządzeniami samodzielnymi, a nie podłączanymi do centralnych systemów próżni w szpitalach, nie jest wskazane również stosowanie w celu odsysania typowych ssaków elektrycznych. Systemy filtrów muszą wychwytywać drobinę mniejsze od 0,1 μ m, pozwala to na zabezpieczenie przed HPV ($\phi=0,18 \mu$ m), jak również HIV ($\phi=0,18 \mu$ m), w mniejszym stopniu przed HBV ($\phi=0,042 \mu$ m). Tak proponowany system filtrów i urządzeń odsysających może zatrzymać również pojawiające się w dymie laserowym elementy większe, będące często swoistymi *nośnikami* dla wspomnianych wiru-



sów, w tym przypadku drobiny o wielkościach zazwyczaj mieszczących się w zakresie 0,1 do 0,8 μm .

Osobnym elementem bezpieczeństwa jest zabezpieczenie aparatu wzroku, zarówno u chorego, jak i personelu. Konieczne jest stosowanie z jednej strony stabilnego zabezpieczenia nieprzepuszczającego promieni u chorego, z drugiej strony odpowiednich okularów, posiadających zdolność pochłaniania odpowiedniej dla typu lasera długości fali. Urządzenia laserowe wytwarzające duże dawki energii, pomimo stosowania krótkich czasów ekspozycji, są bardziej niebezpieczne niż urządzenia pracujące w trybie ciągłym (*cw*), używające znacznie mniejszych mocy wytwarzanego promieniowania. Systemy Q-switch lub ultrakrótkiego pulsu mogą powodować duże obrażenia wzroku. Opiswane są przypadki ślepoty po stosowaniu podczas terapii jednej ekspozycji o wysokiej energii, powodującej nieodwracalne zmiany na plamce siatkówki.

Piśmiennictwo

1. Einstein A. Zur Quantentheorie der Strahlung. *Physik Z* 1918; 18: 121.
2. Schawlow AL, Townes Ch. Infrared and optical masers. *Phys Rev* 1957; 112: 1940.
3. Basov NG, Prokhorov AM. 3-level gas oscillator. *Zh Eksp Teor Fiz* 1954; 27: 431.
4. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960; 187: 493.
5. Javan A, Bennett WR Jr, Herriott DR. Population inversion and continuous optical maser oscillation in a gas discharge containing a He-Ne mixture. *Phys Rev Lett* 1961; 6: 106.
6. White AD, Rigden JO. Continuous gas maser operation in the visible. *Proc IRE* 1961; 50: 1796.
7. Geusic JE, Marcos HM, van Uitert LG. Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminium, yttrium gallium, and gadolinium garnets. *Appl Phys Lett* 1964; 4: 182.
8. Patel KCN. Continuous-wave laser action on vibrational-rotational transitions of CO_2 . *Phys Rev* 1964; 136A: 1187.
9. Sorokin PP, Landkard JR. Stimulated emission observed from an organic dye, chloroaluminium phthalocyanine. *IBM J Res Devel* 1966; 10: 162.
10. Zweng HC, Flocks M. Clinica experiences with laser Photocoagulation. *Fed Proc* 1965; 24: 565-570.
11. Goldman L, Rockwell JR Jr. Laser reaction in living tissue. In: *Lasers in medicine*. New York: Gordon and Breach 1971: 163-185.
12. Hukki J, Krogerus L, Castren M, Schroder T. Effects of different contact laser scalpels on skin and subcutaneous fat. *Lasers Surg Med* 1988; 8: 276-282.
13. Gallucci JG, Zeltsman D, Slotman GJ. Nd:YAG laser scalpel compared with conventional techniques in head and neck cancer surgery. *Lasers Surg Med* 1994; 14: 139-144.
14. Maker VK, Elseth KM, Radosevich JA. A reduced tumor cell transfer with contact neodymium-yttrium-aluminium garnet laser scalpels. *Lasers Surg Med* 1992; 12: 303-307.
15. Rosenfeld H, Sherman R. Treatment of cutaneous and deep vascular lesions with the Nd:YAG laser. *Lasers Surg Med* 1986; 6: 20-23.
16. David Lm, Dwyer RM, Goldmann RD. A comparison of Nd:YAG and argon lasers in treating hemangiomas of the skin. *Lasers Surg Med* 1984; 3: 330.
17. Werner JA, Lippert BM, Goldbersen GS, Rudert H. Die Hämangiobehandlung mit dem Neodym: Yttrium-Aluminium-Granat-Laser (Nd:YAG-Laser) *Laryngoshinologie* 1992; 71: 388-395.
18. Alani HM, Warren RM. Percutaneous photocoagulation of deep vascular lesions using a fiberoptic laser wand. *Ann Plas Surg* 1992; 29: 143-148.
19. Kaplan I. Current CO_2 laser surgery. *Plast Reconstr Surg* 1982; 69: 552-555.
20. Fisher JC. The power density of a surgical laser beam: its meaning and measurement. *Lasers Surg Med* 1983; 2: 301-315.
21. Koranda FC, Grande DJ, Whitajer DC, Lee RD. Laser surgery in the medically comprised patient. *J Dermatol Surg Oncol* 1982; 8: 471-474.
22. Ben-Bassat M, Ben-Bassat M, Kaplan I. An ultrastructural study of the cut edges of skin and mucous membrane specimens excised by carbon dioxide laser. *J Surg Res* 1976; 21: 77-84.
23. Huerher SE. How lasers Work. *AORN J* 1983; 38: 207-215.
24. Sliney DH. Laser-tissue interactions. *Clin Chest Med* 1985; 6: 203-208.
25. Arndt KA, Noe JM, Northam DBC, Itzkan I. Laser therapy: basic concepts and nomenclature. *J Am Acad Dermatol* 1981; 5: 649-654.
26. Gannot I, Dror J, Calderon S, et al. Flexible waveguides for IR laser radiation and surgery applications. *Lasers Surg Med* 1994; 14: 184-189.
27. Apfelberg DB, Maser MR, Lash H, Druker D. CO_2 laser resection for giant perineal condyloma and verrucous carcinoma. *Ann Plast Surg* 1983; 11: 417-422.
28. Guerry TL, Silverman S Jr, Dedo HH. Carbon dioxide laser resection of superficial oral carcinoma: indication, technique and results. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986; 95: 547-555.
29. Sacchini V, Lovo GF, Arioli N, et al. Carbon dioxide laser in scalp tumor surgery. *Lasers Surg Med* 1984; 4: 261-269.
30. Goldman L. Surgery by laser for malignant melanomas. *J Dermatol Surg Oncol* 1979; 5: 141-144.
31. Norris CW, Mallarky MB. Experimental skin incision made with the carbon dioxide laser. *Laryngoscope* 1982; 92: 416-419.
32. Hall RR. The healing of tissues incised by a carbon dioxide laser. *Br J Surg* 1971; 58: 222-225.
33. Finsterbush A, Russo M, Ashur H. Healing and tensile strength of CO_2 laser incisions and scalpel wounds in rabbits. *Plast Reconstr Surg* 1982; 70: 360-362.
34. Buell RR, Schuller DE. Comparison of tensile strength in CO_2 laser and scalpel skin incisions. *Arch Otolaryngol* 1983; 100: 465-467.
35. Hobbs EH, Bailin PL, Wheeland RG, Ratz JL. Superpuls lasers: minimizing thermal damage with short duration, high irradiance pulses. *J Dermatol Surg Oncol* 1987; 13: 955-964.
36. Baggish MS, Elbakry MM. Comparison of electronically superpulsed and continuous-wave CO_2 laser on the rat uterine horn. *Fertil Steril* 1986; 45: 120-127.
37. McKenzie AI. How far does thermal damage extend beneath the surface of CO_2 laser incisions? *Phys Med Biol* 1983; 28: 905-912.
38. Mihashi S, Jako GJ, Incze J, et al. Laser surgery in otolaryngology: interaction of CO_2 laser and soft tissue. *Ann NY Acad Sci* 1976; 267: 264-294.
39. Rockwell RJ Jr, Moss CE. Hazard zones and eye protection requirements for a frosted surgical probe used with an Nd:YAG laser. *Lasers Sur Med* 1989; 9: 45-49.
40. Voorhies RM, Lavyne MH, Strait TA, Shapiro WR. Does the CO_2 laser spread viable brain-tumor cells outside the surgical field? *J Neurosurg* 1984; 60: 819-820.
41. Tomita Y, Mihashi S, Nagata K, et al. Mutagenicity of smoke condensates induced by CO_2 laser irradiation and electrocauterization. *Mutat Res* 1981; 89: 145-149.
42. Fisher WR. Laser smoke in the operating room. *Biomed Technol Today* 1987; Nov/Dec: 191-195.
43. Baggish MS, Elbakry M. The effects of laser smoke on the lung of rats. *Am J Obstet Gynecol* 1987; 156: 1260-1265.
44. Baggish MS, Baltoyannis P, Sze E. Protection of the rat lung from the harmful effects of laser smoke. *Lasers Surg Med* 1988; 8: 248-253.
45. Kokosa JM, Eugene J. Chemical composition of laser-tissue interaction smoke plume. *J Laser Appl* 1989; July; 59-63.
46. Kokosa JM. Hazardous chemical produced by laser materials processing. *J Laser Appl* 1994; 6: 195-201.
47. Ott D. Smoke production and smoke reduction in endoscopic surgery: preliminary report. *Endosc Surg* 1993; 1: 230-232.
48. Mullarky MB, Norris CW, Goldberg ID. The efficacy of the CO_2 laser in sterilization of skin seed with bacteria; survival at the skin surface and the plume emissions. *Laryngoscope* 1985; 95: 186-187.



49. Byrne PO, Sisson PR, Oliver PD, Ingham HR. Carbone dioxide laser irradiation of bacterial target in vitro. *J Hosp Infect* 1987; 9: 265-273.
50. Matchette LS, Faaland RW, Royston DD, Ediger MN. In vitro production of viable bacteriophage in carbon dioxide and argon laser plumes. *Laser Surg Med* 1991; 11: 380-384.
51. Frenz M, Mathezloic F, Stoffel MH, et al. Transport of biologically active material in laser cutting. *Laser Surg Med* 1988; 8: 562-566.
52. Garden JM, O'Banion MK, Shelnitz LS, et al. Papillomavirus in the vapor of carbon dioxide laser-treated verrucae. *JAMA* 1988; 259: 1199-1202.
53. Sawchuck WS, Wever PJ, Lowy DR, Dzubow LM. Infectious papillomavirus is the vapor of warts treated with carbone dioxide laser or electrocoagulation: detection and protection. *J Am Acad Dermatol* 1989; 21: 41-49.
54. Abramson AI, DiLorenzo TF, Steinberg BM. Is papillomavirus detectable in the plume of laser-treated laryngeal papilloma? *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1990; 116: 604-607.
55. Kashima A, Kessis B, Moutes P, Shah K. Polymerase chain reaction identification of human papillomavirus DNA in CO₂ laser plume from recurrent respiratory papillomatosis. *Otolaryngology* 1991; 104: 191-195.
56. Garden JM, Bakus AD. Health safety issues of laser generated plume. *Lasers Surg Med* 1993; suppl. 3.
57. Lobraico RV, Schifano MJ, Brader KR. A retrospective study on the hazards of the carbone dioxide laser plume. *J Laser Appl* 1988; Fall; 6-8.
58. Hallmo P, Naess O. Laryngeal papillomatosis with human papillomavirus DNA concentrated by a laser surgeon. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1991; 248: 425-427.
59. Gloster HM Jr, Roenigk RK. Risk of acquiring human papillomavirus from the plume produced by carbon dioxide laser in the treatment of warts. *J Am Acad Dermatol* 1995; 32: 436-441.
60. Baggish MS, Poesz B, Jorot D, et al. Presence of immunodeficiency virus DNA in laser smoke. *Lasers Surg Med* 1991; 4: 197-203.
61. Johnson GK, Robinson WS. Human immunodeficiency virus-1 (HIV-1) in the vapours of surgical power instruments. *J Med Virol* 1991; 33: 47-50.
62. Smith JP, Moss CE, Bryant CJ, Fleeger AK. Evaluation of a smoke evacuator ysed for laser surgery. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 276-281.

Adres do korespondencji

dr hab. med. **Jerzy Wójtowicz**
 Katedra i Klinika Otolaryngologii
 i Laryngologii Onkologicznej
 Akademia Medyczna im. Karola Marcinkowskiego
 ul. Przybyszewskiego 49
 60-355 Poznań
 e-mail: jwojtowi@yahoo.com

