

Wybrane zagadnienia dotyczące projektowania charakterystyki spektralnej układu oświetlającego do zastosowań medycznych na przykładzie oświetlacza endoskopu

Streszczenie. Aparatura medyczna stanowi istotny obszar aplikacji źródeł światła, jednak w tym przypadku kryteria ich doboru i budowy samego oświetlacza znacznie odbiegają od typowych zagadnień iluminacyjnych. W artykule przedstawiona zostanie koncepcja budowy oświetlacza współpracującego z miniaturową kamerą endoskopową. Omówione zostaną wybrane zagadnienia wpływające na projektowanie charakterystyki spektralnej układu oświetlającego do zastosowania w diagnostyce medycznej.

Abstract. Medical equipment is an important application area of light sources but in this case the criteria for their selection and construction of the illuminating system differ from the typical situations. In the paper an idea of the illuminating system cooperating with miniature endoscopic camera will be provided. Some issues affecting the design of the lighting system for use in medical diagnostics will be discussed. (**Selected issues for spectral characteristics of the illuminating system design for medical applications on the example of the endoscope illumination**).

Słowa kluczowe: oświetlenie w medycynie, źródła LED, endoskop, kamera.

Keywords: illumination in medicine, LEDs, endoscope, camera.

Wstęp

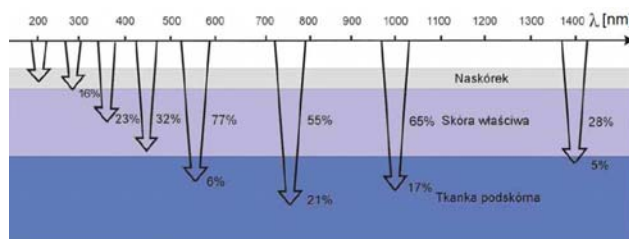
Światło i oświetlenie odgrywa w medycynie niezwykle istotną rolę. Dla zapewnienia prawidłowego przeprowadzenia każdej procedury medycznej niezbędne są odpowiednie warunki pracy wzrokowej. Stąd odpowiednio wysokie wymagania dotyczące jakości oświetlenia w pomieszczeniach, w których wykonywane są zabiegi medyczne: minimalne wartości eksploatacyjnego natężenia oświetlenia od 1000 lx wzwyż, wskaźnik oddawania barw $R_a=90$ oraz ograniczenie oślnienia na poziomie nie gorszym $UGR=19$ [1]. Niekiedy stawiane są również dodatkowe wymagania, np. oświetlenie bezcieniowe, czy specjalny sposób formowania plamy świetlnej w przypadku aplikacji stomatologicznych [2]. Najbardziej rozpowszechnionym źródłem światła w urządzeniach oświetlenia miejscowego (lampy operacyjne, lampy stanowiskowe, oświetlacze itp.) są źródła halogenowe, jednak bardzo szybki rozwój technologii półprzewodników pozwalającej na uzyskiwanie LED-ów o coraz większych mocach, w ostatnich dwóch dekadach sprawił, że źródła te znalazły zastosowanie również w urządzeniach oświetleniowych wykorzystywanych w medycynie.

Z punktu widzenia wymagań oświetleniowych stawianych w normie PN-EN 12464-1:2012 [1] w przypadku dotychczas najpopularniejszego rozwiązania (zastosowania żarówki halogenowej) producenci zwykle podkreślają doskonałą jakość oddawania barwy, co jest ważne przy obserwacji tkanek w procesie diagnostycznym, czy podczas operacji. Jednak nie zawsze wysoki wskaźnik oddawania barwy jest jednoznaczny z optymalnym wykorzystaniem źródła światła, bowiem rozwój nauki i techniki, w tym technik diagnostycznych, jaki nastąpił w drugiej połowie XX wieku sprawił, że w wielu przypadkach istotny jest nie tylko wysoki wskaźnik oddawania barwy, lecz także zastosowanie źródła o odpowiednio zmodyfikowanym (lub nawet zmiennym w trakcie procedury medycznej) rozkładzie spektralnym, bądź źródła emitującego niewielki zakres długości fal – zastosowanie źródeł quasi monochromatycznych. Szczególnie ten aspekt dotyczący wymagań w zakresie źródeł światła dedykowanych do urządzeń endoskopowych jest związany z możliwością aplikacji półprzewodnikowych emiterów promieniowania – źródeł LED oraz laserów półprzewodnikowych. Można więc mówić o rosnącym potencjale aplikacyjnym diod

elektroluminescencyjnych, a nawet źródeł laserowych w kompozycji spektrum emisji stosowanego źródła promieniowania w wielu zastosowaniach naukowych i inżynierskich [3, 4, 5, 6]. W artykule przedstawione zostaną wybrane aspekty związane z projektowaniem charakterystyki spektralnej oświetlacza endoskopowego przy uwzględnieniu specyficznych wymagań wynikających z techniki diagnostycznej.

Oddziaływanie promieniowania optycznego z tkankami

Tkanki są ze względu na ich właściwości zaliczane do tzw. ośrodków mętnych (wyjątek stanowią niektóre tkanki oka). Struktury takie charakteryzuje duża wartość współczynnika rozpraszania i niezerowa wartość współczynnika pochłaniania [3]. Należy również zaznaczyć, że tkanka charakteryzuje się znaczącą anizotropią, zmiennością osobniczą oraz bardzo złożoną i zmienną geometrią składowych ośrodka. W przypadku promieniowania z zakresu widzialnego, zazwyczaj (rysunek 1) porównywalnymi efektami oddziaływania światła na tkanki jest jego rozpraszanie i absorpcja, ale możliwe jest także – w pewnych przypadkach – występowanie fosforescencji tkanek wywołanej wzbudzeniem promieniowaniem o odpowiednio krótkiej długości fali.



Rys.1. Wnikanie promieniowania w głąb skóry ludzkiej dla promieniowania o długości fali z zakresu widmowego 200-1400 nm. Na rysunku zaznaczono jaka część energii promieniowania deponowana jest w poszczególnych warstwach skóry. Na powierzchni skóry strumień promieniowania wynosi 100% [3]

Dzięki interakcji tkanek z promieniowaniem optycznym prawie wszystkie stany chorobowe, które objawiają się poprzez zwiększony metabolizm oksydacyjny (np. związane ze stanami zapalnymi) i są zlokalizowane na powierzchni lub blisko pod skórą, mogą być monitorowane w sposób

nieinwazyjny poprzez zastosowanie odpowiednio dobranego układu oświetlającego [3, 6, 7, 8]. Oświetlenie tkanek ludzkich promieniowaniem z zakresu krótkich długości fal promieniowania widzialnego – zazwyczaj około 400 nm - dzięki występowaniu zjawiska autoluminescencji tkanek pozwala wykrywać powierzchniowe i podpowierzchniowe zmiany w tkankach – wczesne zmiany nowotworowe i zmiany przednowotworowe. Jeśli do wizualizacji zmian stosowane są fotouczulacze – hematoporfiryny, ALA – mamy do czynienia z diagnostyką PDT. Technika ta wymaga uprzedniego podania środka chemicznego, tzw. fotouczulacza, który spowoduje wystąpienie w rezultacie oświetlenia tkanki promieniowaniem z odpowiednio dobranego zakresu widmowego zjawiska fluorescencji. Przykładowe fotouczulacze stosowane w diagnostyce PDT wraz z długościami fal wywołującymi fluorescencję zestawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Zestawienie wybranych sensybilizatorów stosowanych w diagnostyce i terapii PDT [3]

Nazwa związku chemicznego	Długość fali aktywacji w diagnostyce [nm]
Photofrin	405
Benzo-porfiryna BPD	688
Mono aspartylo chloryna NPe6	660
Etiopurynacynay SnET2	442, 660
Ftalocyjanina krzemowa PC4	350, 670
Dialaninowa pochodnaprotoporfirynyPP(Ala)2	400, 500, 530, 630

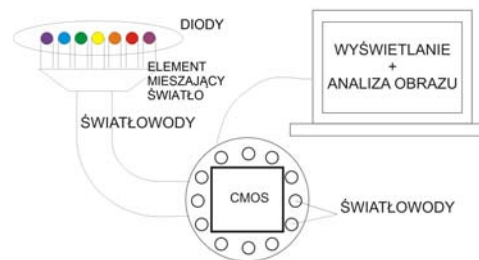
Z drugiej strony oświetlenie tkanek promieniowaniem o długościach fal powyżej 600nm (do 1100 nm) umożliwia kontrolowanie głębszych warstw tkanki, co jest spowodowane zwiększoną głębokości wnikania tych długości fal do tkanek ludzkich [6]. Oznacza to, że zaprojektowanie oświetlacza, który charakteryzowałby się rozkładem spektralnym zawierającym wspomniane powyżej zakresy spektrum (bądź ich część – zależnie od potrzeb) oraz wybrane długości fal predysponowane do diagnostyki wybranych schorzeń przy użyciu zakładanego fotouczulacza (długości fal wzbudzające do świecenia tkankę poddaną działaniu fotouczulacza), daje znacznie większe możliwości niż zastosowanie oświetlacza ukierunkowanego wyłącznie na wysoką wartość wskaźnika oddawania barw, na co wskazuje oferta handlowo dostępnych urządzeń endoskopowych [np. 9, 10, 11]. Z tego punktu widzenia stosowanie żarówek halogenowych, lamp ksenonowych czy nawet źródeł LED barwy białej można traktować jako rozwiązanie, które nie daje możliwości pełnego wykorzystania znanych technik diagnostycznych, w szczególności tych skupionych na wykrywaniu zmian nowotworowych we wczesnych stadiach.

Koncepcja budowy endoskopu z dedykowanym układem oświetlającym

Zdecydowana większość urządzeń endoskopowych stosowanych w medycynie wykorzystuje do przenoszenia obrazu obserwowanej tkanki obrazowody, dzięki czemu przy niewielkiej średnicy głowicy można otrzymać zadowalającą jakość tego obrazu. Podstawowa różnica w budowie proponowanego urządzenia względem aktualnie dostępnych polega na zastosowaniu miniatury kamery z detektorem CMOS o przekątnej 1/18". Ogólny schemat ideowy urządzenia przedstawiono na rysunku 2.

W rozwiązaniu prototypowym matryca CMOS umieszczona jest w cylindrycznej obudowie ze stali kwasoodpornej o średnicy 5mm. Wolna przestrzeń wokół detektora wykorzystana jest na doprowadzenie promieniowania z oświetlacza diodowego – do tego celu

użyte są odpowiednio ukształtowane tory światłowodowe. Geometria układu oświetlającego od strony wyjściowej (bez obiektywu) oraz przykładowe efekty zastosowania oświetlenia o wąskim spektrum pokazana jest na rysunku 3.



Rys. 2. Schemat ideowy z miniaturową kamerą i oświetlaczem z regulowanym rozkładzie spektralnym.



Rys. 3. Widok matrycy użytej do konstrukcji głowicy endoskopowej i światłowodów oświetlających w modelu urządzenia i plamy świetlne uzyskane po bezpośrednim oświetleniu matówki - fotografia wykonana w ciemni optycznej

Konstrukcja oświetlacza podporządkowana jest dążeniu, do realizacji zmian spektrum promieniowania emitowanego przez ten oświetlacz, zależnie od potrzeb wynikających z procesu diagnostycznego. Odpowiedni dobór spektrum promieniowania oświetlacza, w połączeniu z możliwością filtracji barwnej w kamerze CMOS pozwala na uzyskanie i wykorzystanie w diagnostyce medycznej zmiennego kontrastu barwnego, bez konieczności stosowania drogich układów spektroskopowych. Zatem źródło promieniowania użyte w oświetlaczu powinno umożliwiać regulację stosowanego w badaniach spektrum emisji. Ze względu na mały pobór energii oraz szeroki zakres dostępnych charakterystyk spektralnych źródła LED wydają się być najlepszym rozwiązaniem. Światło emitowane przez diody zostaje wymieszane w dedykowanym do tego celu elemencie optycznym i sprzęgane ze światłowodami. Dobierając zestaw diod elektroluminescencyjnych o odpowiednich parametrach, w szczególności rozkładzie spektralnym, można modelować wypadkową charakterystykę spektralną zestawu źródeł, regulować temperaturę barwową najbliższą a także stwarzać warunki obserwacji odpowiadające technice PDT - iluminować tkanki promieniowaniem o wybranej długości fali. Taki dedykowany oświetlacz wraz z poprawioną jakością obrazu (zamiana obrazowodu na miniaturową kamerę CMOS) znacząco udoskonala proces diagnostyczny.

Zakładając, że osoba przeprowadzająca diagnostykę obserwuje tkanki na monitorze komputera połączonego z kamerą w głowicy endoskopu, rozkład spektralny każdego fragmentu obrazu zależy od rozkładu spektralnego promieniowania użytego do iluminacji tkanek $S_{il}(\lambda)$, rozkładu spektralnego współczynnika odbicia tkanki $S_{issue}(\lambda)$, właściwości układu optycznego endoskopu (np. współczynnika przepuszczania $\tau(\lambda)$ i czułości widmowej matrycy $S_{det}(\lambda)$) a także charakterystyki spektralnej

monitora $S_m(\lambda)$ (wynikającej ze sposobu kalibracji). Przyjmując, że tkanka odbija promieniowanie w sposób zbliżony do lambertowskiego, rozkład spektralny każdego fragmentu (piksela) obrazu obserwowanego na monitorze można zapisać jako

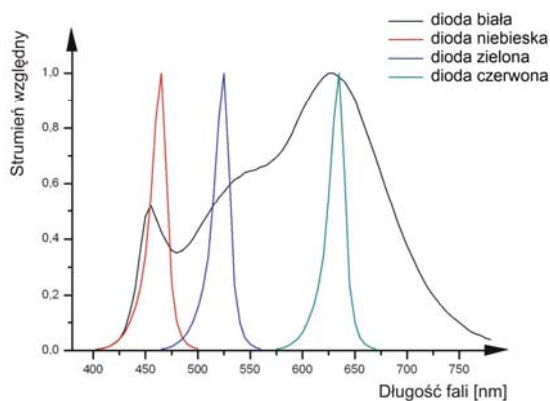
$$(1) S_{\lambda} = \int_{380}^{780} S_{ii}(\lambda) \cdot S_{issue}(\lambda) \cdot \tau(\lambda) \cdot S_{det}(\lambda) \cdot S_m(\lambda) d\lambda$$

Przyjmując, że parametry detektora (matrycy), układu optycznego oraz monitora są niezmiennie, widzialność poszczególnych fragmentów tkanki będzie uzależniona od rozkładu spektralnego oświetlającego ją promieniowania oraz właściwości samej tkanki. W konsekwencji, jeżeli znane są parametry optyczne tkanki zdrowej oraz tkanki ze zmianami patologicznymi, regulując charakterystykę spektralną oświetlacza (dostosowując ją do długości fali aktywacji sensybilizatora) oraz kontrolując warunki odwzorowania możliwe jest stworzenie takich warunków obserwacji, w których rozpoznawanie zmian chorobowych będzie łatwiejsze niż przy zastosowaniu źródeł o wysokim wskaźniku oddawania barwy.

Symulacja charakterystyki spektralnej oświetlacza endoskopowego do diagnostyki metodą PDT

Proponowany oświetlacz (stanowiący integralną część nowatorskiego układu endoskopu z rejestracją obrazu) składa się z zestawu LEDów, z których światło jest doprowadzane do głowicy za pomocą odcinków światłowodów. Sumaryczna charakterystyka spektralna oświetlacza zależy od wymagań diagnostycznych i możliwe jest jej zmienianie poprzez włączanie lub wyłączenie wybranych źródeł oraz sterowanie natężeniem prądu płynącego przez poszczególne źródła. W celu sprawdzenia możliwości konstrukcji oświetlacza, który z jednej strony charakteryzowałby się rozkładem spektralnym zbliżonym do ciała doskonale czarnego, a z drugiej pozwalał na użycie długości aktywacji fotouczulacza, przeprowadzono symulację przykładowych możliwych charakterystyk spektralnych.

Najprostszym możliwym rozwiązaniem oświetlacza jest zastosowanie białej diody elektroluminescencyjnej wysokiej mocy i jednego lub kilku źródeł LED barwnych o wybranych i dopasowanych do zakładanego procesu diagnostycznego długościach fal (rysunek 4).

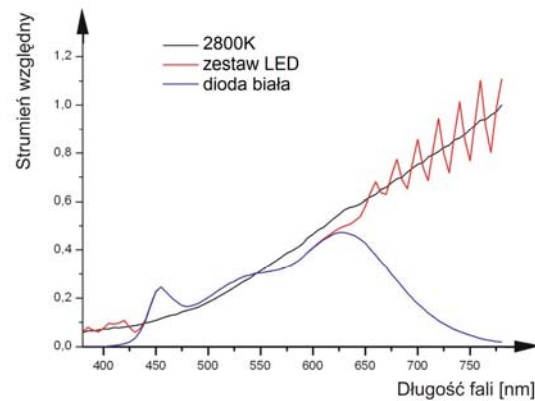


Rys. 4. Zestaw czterech źródeł LED do zastosowania w oświetlaczu do diagnostyki PDT.

Zestaw źródeł przedstawiony na rysunku 4 może pracować w trybie oświetlacza emitującego światło białe, przy czym wskaźnik oddawania barw takiego oświetlacza będzie stały i związany z parametrami użytych diod. Źródła monochromatyczne mogą być włączane niezależnie - pojedynczo i w dobranych zestawach - zależnie od potrzeb wynikających z zastosowanego fotouczulacza, bądź

konieczności zmiany kontrastu barwnego. Zaletą takiego rozwiązania jest jego prostota, niskie zużycie energii, a także brak promieniowania nadfioletowego i podczerwonego – w przypadku konieczności identyfikacji składników struktur biologicznych możliwe jest zastosowanie dodatkowo emiterów półprzewodnikowych z zakresu UV. Podstawową wadą jest brak realnej możliwości wpływania na temperaturę barwową najbliższą. Wadę tą można wyeliminować uzupełniając źródło LED emitujące światło białe zestawem źródeł wąskopasmowych tak, by uzyskać rozkład spektralny zbliżony do rozkładu Plancka, iluminantu D65 lub innego.

Na rysunku 5 przedstawiona jest przykładowa sumaryczna charakterystyka spektralna zestawu 11 źródeł LED dużej mocy służącego do realizacji oświetlenia „ogólnego” w układzie endoskopu. W skład zestawu wchodzi biała dioda elektroluminescencyjna o temperaturze barwowej 3000K oraz źródła emitujące promieniowanie, którego maksimum przypada na długości fal: 385nm, 405nm, 420nm, 660nm, 680nm, 700nm, 720nm, 740nm, 760nm i 780nm. Szerokość połówkowa rozkładu spektralnego emitowanego przez diody promieniowania wynosiła 20nm. Otrzymany rozkład spektralny został odniesiony do rozkładu spektralnego źródła o rozkładzie Plancka o temperaturze barwowej 2800K.



Rys. 5. Porównanie charakterystyki spektralnej zestawu 11 źródeł LED do zastosowania w oświetlaczu endoskopowym ze źródłem Plancka o temperaturze barwowej 2800 K.

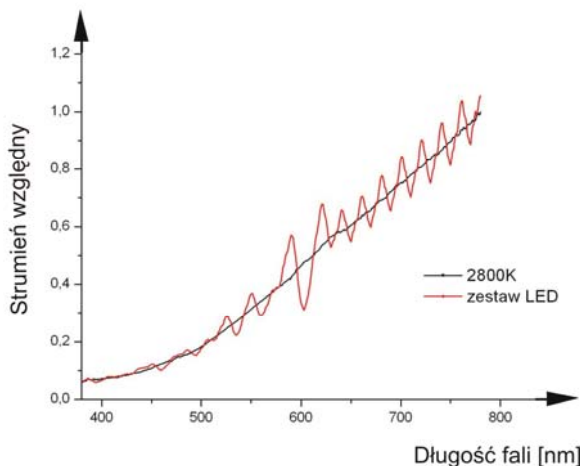
Dla powyższego zestawu obliczono błąd średniokwadratowy obrazujący niedopasowanie charakterystyk korzystając z zależności

$$(2) MSE = \frac{1}{n} \sum_{\lambda_1}^{\lambda_n} (S_{\lambda 2800K} - S_{\lambda LED})^2$$

gdzie $S_{\lambda 2800K}$ – rozkład spektralny promieniowania źródła referencyjnego o rozkładzie Plancka o temperaturze 2800K, $S_{\lambda LED}$ – wypadkowy rozkład spektralny zestawu źródeł elektroluminescencyjnych, n – ilość próbek.

Otrzymano wartość błędu wynoszącą $MSE = 0,00367$. Największe niedopasowanie występuje dla długości fal około 420 nm oraz powyżej 680 nm.

Kolejny zestaw składał się z 21 źródeł LED dużej mocy. Długości fal, dla których występowało maksimum emisji wynosiły: 385nm, 405nm, 420nm, 435nm, 450nm, 470nm, 485nm, 505nm, 525nm, 550nm, 570nm, 590nm, 620nm, 640nm, 660nm, 680nm, 700nm, 720nm, 740nm, 760nm, 780nm. W zestawie tym nie użyto diody emitującej światło białe. Charakterystyka wypadkowa przyjętego zestawu LEDów przedstawiona jest na rysunku 6.



Rys. 6. Porównanie charakterystyki spektralnej zestawu 21 źródeł LED do zastosowania w oświetlaczu endoskopowym z żarówką halogenową o temperaturze barwowej 2800 K.

Błąd średniokwadratowy niedopasowania charakterystyki wypadkowej oświetlacza wyniósł $MSE = 0,00237$. Największe błędy niedopasowania charakterystyk występują w zakresie długości fal powyżej 580 nm. Jakość dopasowania takiego zestawu do rozkładu Plancka można poprawić stosując większą ilość źródeł LED. Zwiększenie ilości emiterów wymaga jednak zwiększenia mocy zestawu, nie wprowadzając istotnych różnic w działaniu układu.

Podsumowanie i wnioski

Celem artykułu było przedstawienie wybranych zagadnień związanych z projektowaniem układu oświetlacza dedykowanego do współpracy z endoskopem o specjalnym przeznaczeniu diagnostycznym. Zaproponowany układ endoskopu jest urządzeniem nowatorskim – zarówno ze względu na zastosowaną w nim miniaturową kamerę o przekątnej detektora około 2mm [6], wyeliminowanie dróg obrazowodów, jak również realizację oświetlacza pozwalającą na implementację w technikach diagnostyki PDT. Zaproponowany układ oświetlacza jest dedykowanego do konkretnej procedury diagnostycznej tzn. oprócz ogólnej iluminacji obserwowanego pola za pomocą światła białego uwzględnia emiterzy powodujące wzbudzenie fotouczulacza. Taka konstrukcja jest możliwa dzięki zastosowaniu zestawu diod elektroluminescencyjnych. Jej dodatkowymi zaletami jest niska energochłonność, brak promieniowania nadfioletowego i podczerwonego (nie występuje nagrzewanie miejsca obserwacji), oraz możliwość sterowania wypadkową charakterystyką spektralną oświetlacza.

Zaprezentowano przykłady symulacji tego rozkładu przy użyciu zestawów różnej ilości diod uzyskując różne wartości

błędu średniokwadratowego niedopasowania wypadkowej charakterystyki spektralnej. Kolejnym krokiem powinna być optymalizacja takiego zestawu pod kątem uzyskania jak najlepszej wartości wskaźnika oddawania barw, analiza i optymalizacja układu pod względem energetycznym (uwzględniając sprawność sprzężenia diod ze światłowodami poprzez zastosowanie dedykowanego elementu mieszającego światło).

Artykuł zrealizowano w Politechnice Białostockiej w Katedrze Elektroenergetyki, Fotoniki i Techniki Światłowej w ramach działalności statutowej (źródło finansowania S/WE/4/2013)

LITERATURA

- [1] Polska Norma PN-EN 12464-1:2012 Światło i oświetlenie - Oświetlenie miejsc pracy – Część 1: Miejsca pracy we wnętrzach, PKN, Warszawa, 2012.
- [2] Polska Norma PN-EN 12665:2011 Światło i oświetlenie - Podstawowe terminy oraz kryteria określania wymagań dotyczących oświetlenia, PKN, Warszawa, 2011.
- [3] Zajac A. i inni : Światło w medycynie, „Metrologia w medycynie” pod redakcją A. Michalskiego, Warszawa, 2011, str. 219-298
- [4] Brown S., Santana C., Eppeldauer G.P.: Development of a tunable LED-based colorimetric source, J.Res.Natl.Inst.Stand.Technol. 107, 363-371 (2002)
- [5] Kohraku S., Kurakawa A.: A fundamental experiment for discrete-wavelength LED solar simulator, Solar Energy Materials & Solar Energy Cells, 90: 3364-70 (2006)
- [6] Błaszczak U., Gilewski M., Gryko L., Zajac A., Kukwa W. , Kukwa A.: Applications of optical fibers and miniature photonic elements in medical diagnostics, Proceedings of SPIE, vol. 9228, 2014
- [7] Van Wijk R., Van Wijk E. P., Wiegant F. A., Ives J., “Free radicals and low-level photon emission in human pathogenesis: state of the art”, Indian J. Exp. Biol. 46, 273, 2008.
- [8] Nkhemthongcharoen N., et al., “Advances in imaging probes and optical microendoscopic imaging techniques for early in vivo cancer assessment”, Adv. Drug Deliv. Rev. (2013)
- [9] strona www.endoskopy-medyczne.eu (X.2014)
- [10] strona www.optec.pl (X.2014)
- [11] strona www.medim.pl (X.2014)

Autorzy: dr inż. Urszula J. Błaszczak, Politechnika Białostocka, Wydział Elektryczny, ul. Wiejska 45D, 15-351 Białystok, E-mail: u.blaszczak@pb.edu.pl; dr inż. Łukasz Gryko, Politechnika Białostocka, Wydział Elektryczny, ul. Wiejska 45D, 15-351 Białystok, E-mail: l.gryko@doktoranci.pb.edu.pl; prof. dr hab. inż. Andrzej S. Zajac, Politechnika Białostocka, Wydział Elektryczny, ul. Wiejska 45D, 15-351 Białystok, E-mail: azajac@wat.edu.pl, mgr inż. Ewa Szczesik doktorantka, Politechnika Białostocka, Wydział Elektryczny, ul. Wiejska 45D, 15-351 Białystok