

Anna CYSEWSKA-SOBUSIAK, Grzegorz WICZYŃSKI, Zbigniew KRAWIECKI, Andrzej ODON
POLITECHNIKA POZNAŃSKA, INSTYTUT ELEKTROTECHNIKI I ELEKTRONIKI PRZEMYSŁOWEJ, ZAKŁAD
METROLOGII I OPTOELEKTRONIKI

Wykorzystanie w biopomiarach transmisyjnego wariantu światło-tkanki

Prof. dr hab. inż.

Anna CYSEWSKA-SOBUSIAK

Absolwentka Wydziału Elektrycznego Politechniki Poznańskiej, gdzie jest zatrudniona od roku 1971, obecnie na stanowisku profesora zwyczajnego. Dorobek naukowy obejmuje ponad 170 publikacji, w tym książki, artykuły, patenty. Zainteresowania naukowe: metrologia elektroniczna, biopomiary i inżynieria biomedyczna, optoelektroniczna technika sensorowa. Kieruje Zakładem Metrologii i Optoelektroniki w Instytucie Elektrotechniki i Elektroniki Przemysłowej. Wypromowała 3 doktorów.



e-mail: Anna.Cysewska@put.poznan.pl

Dr inż. Zbigniew KRAWIECKI

Absolwent Wydziału Elektrycznego Politechniki Poznańskiej, gdzie jest zatrudniony od roku 1996, obecnie na stanowisku adiunkta w Zakładzie Metrologii i Optoelektroniki Instytutu Elektrotechniki i Elektroniki Przemysłowej. Zainteresowania naukowe dotyczą modelowania, symulacji i przetwarzania sygnałów pomiarowych, w tym biooptycznych, oraz konstrukcji oprogramowania. Jest autorem i współautorem ponad 20 publikacji.



e-mail: krawieck@et.put.poznan.pl

Dr inż. Grzegorz WICZYŃSKI

Absolwent Wydziału Elektrycznego Politechniki Poznańskiej, gdzie jest zatrudniony od roku 1990, obecnie na stanowisku adiunkta w Zakładzie Metrologii i Optoelektroniki Instytutu Elektrotechniki i Elektroniki Przemysłowej. Zainteresowania naukowe: metrologia ukierunkowana na pomiary przemysłowe i biomedyczne oraz badania w zakresie oceny jakości energii elektrycznej i zastosowania systemów sensorycznych w układach sterowania. Jest autorem lub współautorem około 100 publikacji.



e-mail: gwicz@et.put.poznan.pl

Dr inż. Andrzej ODON

Absolwent Wydziału Elektrycznego Politechniki Poznańskiej, gdzie w roku 1983 uzyskał stopień doktora. Obecnie zatrudniony na stanowisku adiunkta w Zakładzie Metrologii i Optoelektroniki Instytutu Elektrotechniki i Elektroniki Przemysłowej. Głównie zainteresowania naukowe dotyczą badań czujników i przetworników pomiarowych, zwłaszcza na potrzeby zastosowań optoelektronicznych. Jest autorem i współautorem ponad 50 publikacji naukowych.



e-mail: odon@et.put.poznan.pl

Streszczenie

W referacie omówiono wybrane zagadnienia dotyczące metrologicznych aspektów wykorzystywania optycznych właściwości tkanek w biopomiarach bazujących na transmisyjnym wariancie zachodzących interakcji. Przedstawiono przykłady współczesnych zastosowań technik transiluminacyjnych w nieinwazyjnej inżynierii biomedycznej.

Słowa kluczowe: biopomiary, optoelektronika, transiluminacja

Using the transmission variant of light-tissue interaction in biomeasurements

Abstract

In the paper some selected questions concerned metrological aspects of using tissue physics and optics in biomeasurements based on the transmission variant of occurring interactions are considered. Examples of modern applications of transillumination techniques in noninvasive biomedical engineering are presented.

Keywords: biomeasurements, optoelectronics, transillumination

1. Wprowadzenie

Dzięki selektywnym właściwościom optycznym komórek tkankowych można do określania istotnych cech zbiorów tkanek stosować optoelektroniczne metody pomiarowe, szczególnie przydatne w diagnostyce nieinwazyjnej. Wśród stosowanych sposobów pomiaru parametrów tkanek wyróżnia się tendencja do rozwoju metod bazujących na detekcji i analizie naturalnych i wymuszonych zjawisk biooptycznych [1-7].

Pod pojęciem transiluminacji rozumie się zjawisko transmitowania przez obiekt promieniowania optycznego, które staje się nośnikiem informacji o charakterystycznym parametrze dotyczącym właściwości obiektu. W przypadku obiektów

biologicznych wykorzystuje się optyczne właściwości płynów ustrojowych i innych tkanek.

Pod kontrolą nieinwazyjnego "prześwietlenia" i "podświetlenia" możliwe jest diagnozowanie i monitorowanie parametrów badanych obiektów. W niniejszym opracowaniu omówiono wybrane zagadnienia dotyczące wykorzystywanych zjawisk biofizycznych i optycznych oraz przedstawiono przykłady współczesnych zastosowań transiluminacji w metrologii biomedycznej.

2. Specyfika interakcji światło-tkanki

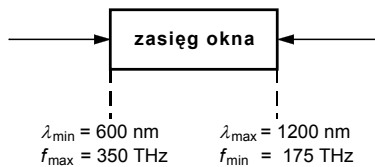
Badany obiekt biologiczny jest jednorodną lub złożoną mieszaniną ciał stałych, cieczy i gazów. Będąc integralną częścią pomiarowego łącza, spełnia podczas propagacji fali optycznej dwojaką rolę: strona wejściowa obiektu jest powierzchnią odbiorczą sygnału emitowanego ze źródła, a strona wyjściowa obiektu jest wtórną powierzchnią nadawczą promieniowania przepuszczonego. Promieniowanie ulega absorpcji i rozpraszaniu, których intensywność zależy od grubości obiektu, stopnia niejednorodności i indywidualnych właściwości optycznych [8]. W poszczególnych elementach toru pomiarowego następuje pochłanianie określonych frakcji strumienia fotonów. W zależności od rodzaju zachodzących interakcji, energia pochłoniętych fotonów może ulec przemianie na inny rodzaj energii, z jonizacją atomów lub bez niej. Niezależnie od tego, strumień fotonów ulega eksponencjalnemu tłumieniu.

3. Transmisyjny wariant interakcji

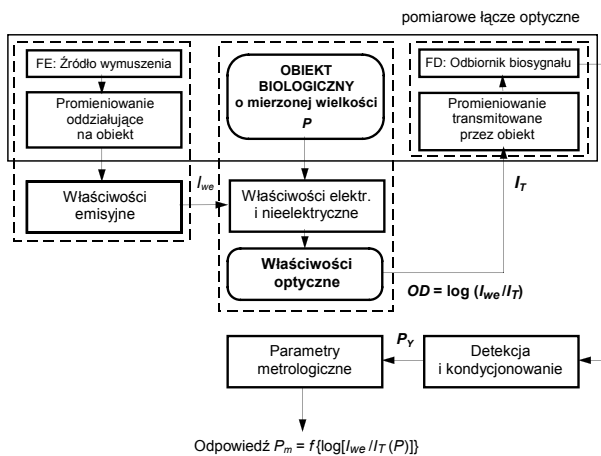
Rodzaj dystrybucji promieniowania zależy od chropowatości obu powierzchni, stopnia ziarnistości struktury wewnętrznej, rozmiarów i wartości współczynników załamania. Transmisyjny wariant interakcji światło-tkanki można realizować dla obiektu optycznie cienkiego, wykorzystując zjawiska towarzyszące

transmisji i rozpraszaniu w przód. Niejednorodny zbiór żywych tkanek wykazuje w analizie spektralnej okno optyczne, w którym przenikanie w głąb jest maksymalne. Zdolność wody do przepuszczania promieniowania widzialnego i bliskiej podczerwieni umożliwia realizację nieinwazyjnej transiluminacji takiego zbioru. Szczególnie efektywnie zostaje przepuszczone światło czerwone [2, 8, 9]. Transmitancja natężeniowa obiektu o gęstości optycznej OD $T = I_T / I_{we\lambda} = 10^{-OD}$ wyraża efektywną względną miarę skuteczności propagacji promieniowania, a skuteczność detekcji sygnału biooptycznego I_T i przetworzenia go na prąd fotoelektryczny zależy w dużej mierze od właściwości metrologicznych odbiornika FD (rys. 2).

Okno transiluminacyjne w widmie tkanek



Rys. 1. Zakres długości fali tworzących transiluminacyjne okno tkanek
Fig. 1. Range of wavelengths making the transillumination window of tissues

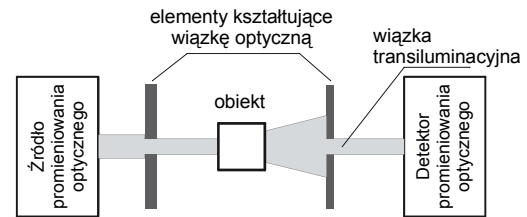


Rys. 2. Współzależności między właściwościami i wielkościami uczestniczącymi w pozyskiwaniu i przetwarzaniu sygnałów transmisyjnych
Fig. 2. Relations between properties and quantities contributing to acquiring and processing of transmission signals

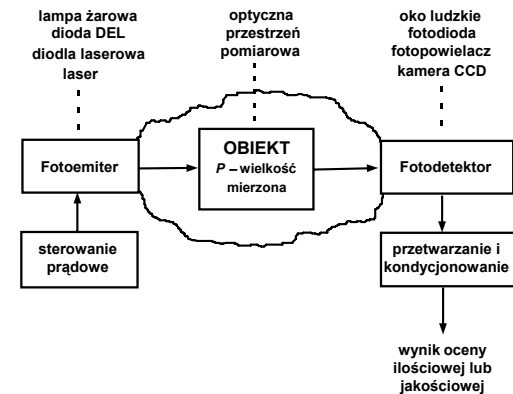
Wielokrotność rozpraszania w tkankach, związana z istnieniem upostaciowanych cząstek czyli komórek, powoduje zmianę kierunku biegu fotonów w stosunku do kierunku założonego, tj. zgodnego z kierunkiem promieniowania wnikażącego do obiektu od strony jego powierzchni wejściowej. W niektórych pomiarach diagnostycznych możliwe jest ograniczenie się w analizie do odwzorowania jednowymiarowego, biorąc pod uwagę ten wymiar obiektu, który pokrywa się z kierunkiem oddziaływania promieniowania wejściowego. Podejście to może być zastosowane np. w nieinwazyjnej oksymetrii [10].

W transmisyjnym wariancie interakcji światło-tkanki informację o mierzonej wielkości uzyskuje się za pomocą optoelektronicznego czujnika zawierającego nadajnik promieniowania wnikażącego do obiektu i odbiornik promieniowania przepuszczonego (rys. 3 i 4). Wypadkowy współczynnik transmisji gęstych optycznie tkanek nie przekracza paru setnych. Istotne znaczenie ma kondycjonowanie słabych sygnałów prądowych z fotodetektora, polegające na zastosowaniu konwersji I/U , z zachowaniem liniowego, stabilnego wzmacniania składowych oraz przyporządkowaniu ich danej długości fali, po odpowiedniej selekcji i analizie.

Bardzo mała wartość mocy promieniowania podlegającego detekcji jest podstawową trudnością aplikacyjną w skutecznym prześwietlaniu grubych warstw tkanek. Dlatego niezbędne jest zwiększanie mocy optycznej źródła i stosowanie bardzo czułych fotodetektorów [2, 9, 11].

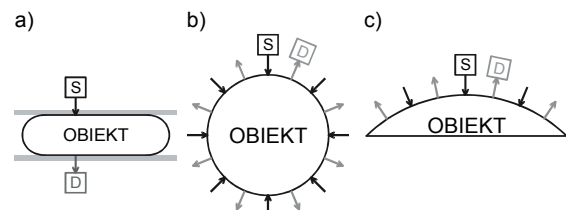


Rys. 3. Konfiguracja układu do transiluminacji tkanek
Fig. 3. Configuration of a system for tissue transillumination



Rys. 4. Elementy pomiarowego łańcucha optycznego – wariant transmisyjny
Fig. 4. Elements of measuring optical link – transmission variant

Zwiększanie mocy ograniczone jest dopuszczalną gęstością energii. Podczas prześwietlania lub podświetlania tkanek, szczególnie wówczas gdy proces transiluminacji jest długotrwały, konieczne jest właściwe pozycjonowanie obiektu względem układu pomiarowego. Unieruchomienie nie może wpłynąć na stan funkcjonalny obiektu przy jednoczesnym zachowaniu komfortu badanej osoby. Stosowane sposoby pozycjonowania obiektów względem źródeł i detektorów promieniowania optycznego przedstawiono na rys. 5.



Rys. 5. Sposoby pozycjonowania obiektu względem źródeł S i detektorów D promieniowania optycznego [12]
Fig. 5. Positioning of transilluminated objects in comparison to sources S and detectors D of optical radiation [12]

Transiluminacja może służyć optycznemu obrazowaniu struktur, przy czym zachodzi różnica między obrazowaniem struktur powierzchniowych a dużych organów [7]. Obrazowanie struktur powierzchniowych pozwala na odwzorowywanie z dużą rozdzielczością (poniżej milimetra). Natomiast ze względu na silne rozpraszanie duże organy odwzorowywane są z milimetrową rozdzielczością. Do ich transiluminacji wykorzystuje się promieniowanie z zakresu bliskiej podczerwieni. Wynika to ze stosunkowo małej absorpcji i możliwości penetracji obiektu do kilku centymetrów z zachowaniem mocy promieniowania.

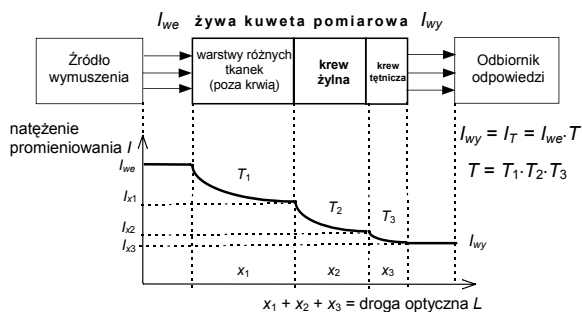
4. Przykłady zastosowań

4.1. Spektrofotometria *in vitro* i *in vivo*

Selektywna absorpcja promieniowania umożliwia wykorzystanie w biopomiarach *in vitro* i *in vivo* zasad i praw spektrofotometrii [13]. Większość medycznych analiz

przeprowadza się przy wykorzystaniu zasad fotometrii, a z tego około 90% opiera się na prawach spektrofotometrii. Oznacza się w ten sposób np. poziom hormonów, dokonuje miareczkowania, przeprowadza testy enzymatyczne, bada kinetykę reakcji chemicznych. Tkanki i płyny ustrojowe (w szczególności krew) są ośrodkami silnie pochłaniającymi promieniowanie, co ma negatywny wpływ na czułość pomiarów. Pozytywnym rezultatem dążeń do zmniejszenia ilości materiału potrzebnego do analizy są np. współczesne analizatory krwi, które umożliwiają określenie wielu jej parametrów na próbce od 20 do 300 ml. Wysokiej klasy spektrofotometry umożliwiają rejestrację w postaci analogowej lub cyfrowej zależności między mierzoną wielkością a programowaną długością fali [9].

Badania spektrofotometryczne odbywają w układzie łąca optycznego: źródło promieniowania → kuweta pomiarowa → odbiornik promieniowania. Podczas pomiarów należy zapewnić ochronę układu przed wpływem oświetlenia otoczenia, temperatury i innych czynników zakłócających. Badanie *in vivo* „żywej kuwety” jest oczywiście bardziej złożone niż wykonywanie *in vitro* spektrofotometrycznych analiz pobranych próbek. Na rysunku 6 przedstawiono schemat ilustrujący układ łąca optycznego oraz charakter transmisji sygnału w założonym kierunku przez niejednorodną „żywą kuwetę” tworzoną przez transiluminowany zbiór tkanek w stanie napływu do nich krwi tętnicznej. Każdy ze składników wprowadza do wypadkowej wartości transmitancji swój czynnik. Niejednorodność tkanek przyczynia się do niepewności wyniku wskutek różnic absorpcji promieniowania w poszczególnych obszarach obiektu.

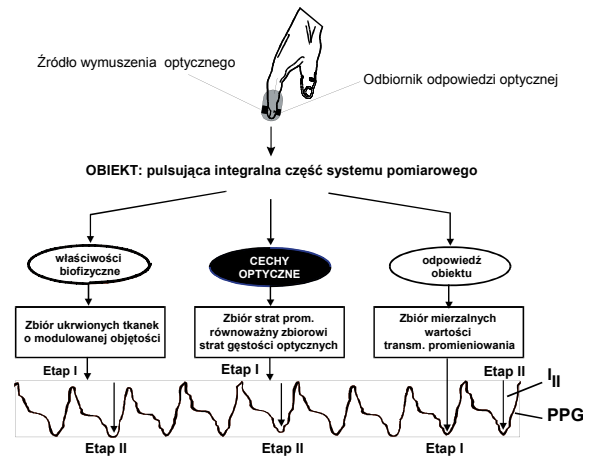


Rys. 6. Zasada transmisyjnej spektrofotometrii *in vivo*: T oznacza wypadkową transmitancję natężeniową obiektu
Fig. 6. Principle of transmission spectrophotometry *in vivo*: T denotes the object resultant intensity transmittance

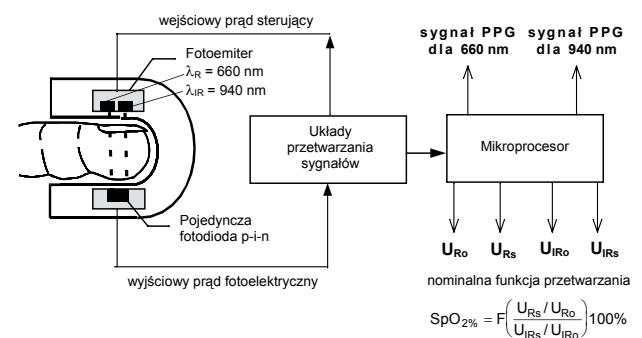
4.2. Fotopletyzmografia i pulsooksymetria

W ocenie funkcjonowania organizmu człowieka ważną rolę odgrywa nieinwazyjne monitorowanie parametrów fali tętna. Oddziałując na warstwę tkanek promieniowaniem optycznym, umożliwia się obserwowanie krzywej fotopletyzmograficznej (PPG), której główną składową jest fala tętna (rys. 7). Obwodowe pulsacje tętniczne powodują cykliczne zmiany w objętości obiektu umieszczonego między źródłem a odbiornikiem promieniowania.

Wykrywalność pulsacji tętnicznych i ich wiarygodne przetworzenie jest podstawowym warunkiem realizacji nieinwazyjnego optoelektronicznego monitorowania utlenowania krwi tętnicznej metodą *pulse oximetry* (rys. 8). W jej transmisyjnym wariantcie występuje w porównaniu do wariantu odbiornego, mniejsza wrażliwość na artefakty, niestabilne położenie czujnika i inne czynniki zakłócające. Zgodnie z zasadami spektrofotometrii, do wykrycia dwóch absorberów HbO_2 i Hb konieczne jest zastosowanie co najmniej dwóch długości fali. W fotoemiterze znajdują się co najmniej dwie, superjasne i wysoko wydajne diody LED, sterowane prądowo i emitujące promieniowanie wejściowe o dominującej długości fali 660 oraz 940 nm. Fotodetektor jest zazwyczaj zbudowany na bazie pojedynczej krzemowej fotodiody PIN i generuje prąd fotoelektryczny o wartości proporcjonalnej do natężenia przepuszczonego promieniowania.



Rys. 7. Ilustracja transmisyjnego wariantu pozyskiwania informacji o przebiegu PPG; etapy przetwarzania I i II dotyczą odpowiednio dna i szczytu sygnału
Fig. 7. Illustration of the PPG transmission variant; stages I and I concern the detected signal reference and peak, respectively



Rys. 8. Ilustracja zasady nieinwazyjnego pomiaru $\text{SaO}_2 = \text{HbO}_2 / (\text{HbO}_2 + \text{Hb})$ metodą *pulse oximetry*
Fig. 8. Illustration of noninvasive measurement of $\text{SaO}_2 = \text{HbO}_2 / (\text{HbO}_2 + \text{Hb})$ with *pulse oximetry*

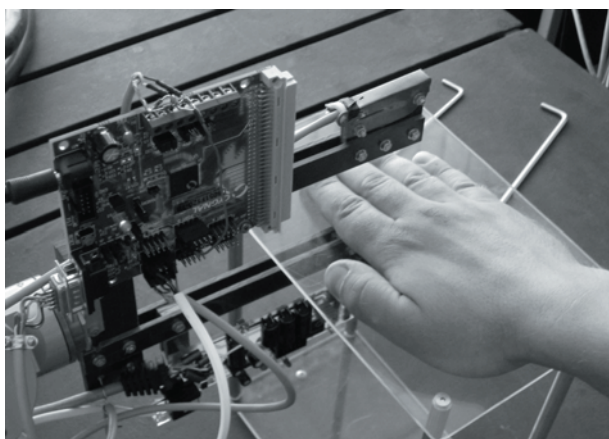
Wartości natężenia promieniowania odbieranego przez fotodetektor zależą od osobniczych cech obiektu, przy czym fotodetektor nie rozróżnia, którą długość fali odbiera i realizuje to z równą czułością. Do głównych zadań systemu pomiarowego należy więc utrzymywanie wartości sygnałów wyjściowych z czujnika w pożądanym przedziale wartości oraz ich jednoznaczna separacja i obróbka. Stosuje się naprzemienne, najczęściej impulsowe zasilanie diod. Sterujące impulsy prądowe są na tyle krótkie, że mogą mieć znaczne amplitudy, przy jednoczesnym ograniczeniu efektów termicznych i wydłużeniu czasu życia diody. Konieczne jest zapewnienie jak najlepszego stosunku wykrywanych słabych sygnałów do szumów. W paśmie częstotliwości transmitowanych sygnałów należy liczyć się nie tylko z oddziaływaniem szumów, ale także zakłóceń sieciowych. To niekorzystne pasmo obejmuje np. częstotliwość podstawową i harmoniczne sieci oświetleniowej. Bieżącą korekcję wpływu oświetlenia otoczenia umożliwia okresowa przerwa w cyklicznym zasilaniu diod LED.

4.3. Obrazowanie optyczne

Transiluminacja umożliwia wspomaganie detekcji tworów patologicznych w niektórych zbiorach tkanek, w szczególności zlokalizowanych na obwodzie ciała. Jak już podkreślono, żywe tkanki wykazują w analizie spektralnej okno optyczne, w którym przenikanie promieniowania optycznego w głąb jest na tyle duże, że możliwa jest realizacja nieinwazyjnej transiluminacji optycznej cienkich warstw tkanek. Prześwietlanie obiektów biologicznych to technika diagnostyczna przeżywająca czas intensywnego rozwoju. Informacje o pierwszych próbach prześwietlania promieniowaniem optycznym datowane są na rok 1929 [14]. Jednak ich szybki rozwój wystąpił w latach 80-tych XX wieku.

Związane jest to z rozwojem elementów optoelektronicznych oraz pojawieniem się nowych możliwości przetwarzania numerycznego. Od tego czasu podejmowane są liczne próby prześwietlania prowadzące do obrazowania obiektu. Na początku wykorzystywano technikę zwaną diafanografią polegającą na oświetlaniu obiektu z jednej strony i obserwacji kamerą z drugiej. Zastosowanie kamery zamiast nieuzbrojonego oka pozwoliło na oświetlenie promieniowaniem podczerwonym. Najczęściej tę techniką wykorzystywano w urządzeniach zwanych mammoskopami [6, 7]. Obecnie rozwijane są techniki skutecznego prześwietlania także grubszych warstw tkanek. Wśród użytecznych aplikacji prześwietlania i podświetlania zbiorów tkanek należą np:

- wspomaganie diagnostyki wodogłowia u niemowląt: obserwuje się przeświecanie główki wskutek nadmiernego gromadzenia się w komorach płynu mózgowo-rdzeniowego;
- umożliwienie detekcji drobnych naczyń żylnych w dłoniach i monitorowanie obliteracyjnego leczenia żyłaków;
- podświetlanie patologicznych zmian takich jak tłuszczaki, torbiele, nowotwory, krwiaki, zwapnienia, wyrośla kostne, guzki dnawe w celu ich wyróżnienia z otaczających zdrowych tkanek, w szczególności dłoni [15, 16].



Rys. 9. Układ do transiluminacji zabudowany na ramieniu robota [17]
Fig. 9. System for transillumination placed on the robot arm [17]

Celem przetwarzania jest zamiana wielkości optycznych na informacje o właściwościach anatomicznych i funkcjonalnych badanego obiektu w możliwie najkrótszym czasie. Budowane układy do transiluminacji warstw tkanek różnią się co do sposobu generacji wymuszeń optycznych i ich detekcji. Można wyróżnić dwie podstawowe grupy układów: 1) realizujące pomiary amplitudy i fazy przepuszczonego promieniowania, 2) dokonujące analizy czasu przelotu fotonów (zachodzi konieczność pomiaru czasu nie przekraczającego 1 ns) [7].

Na potrzeby prowadzonych badań wykonano laboratoryjny układ optoelektroniczny do transiluminacji, zabudowany na ramieniu robota (rys. 9). Skanowanie palców dłoni zrealizowano w prostokątnym układzie współrzędnych dla promieniowania optycznego z zakresu bliskiej podczerwieni generowanego przez impulsowo zasilaną diodę LED dużej mocy. Jako odbiornik zastosowano fotodiodę PIN. W celu detekcji fotonów balistycznych oba elementy osadzono w przesłonach. W poszczególnych punktach transiluminowanej powierzchni odwzorowano tłumienie obiektu na dwuwymiarowym obrazie [17]. Uzyskane obrazy sugerują, że możliwa jest skuteczna transiluminacja i celowe są dalsze prace w celu uzyskania obrazów o wyższej jakości.

5. Podsumowanie

W transmisyjnym wariancie interakcji światło-obiekt, obiektywną informację o mierzonej wielkości uzyskuje się za pomocą optoelektronicznego czujnika zawierającego nadajnik promieniowania wnikaącego do obiektu i odbiornik

promieniowania przepuszczonego. Reprezentatywne przykłady takich badań to np. wykrywanie składników płynów ustrojowych (spektrofotometria, oksymetria in vivo), lokalizowanie za pomocą transiluminacji i podświetlania naczyń żylnych, cyst i nowotworów (w peryferyjnych okolicach ciała), prześwietlanie światłem białym (zamiast RTG), nieinwazyjne monitorowanie fali tętna i utlenowania krwi.

Praktyczna realizacja transiluminacji ("prześwietlania") jest możliwa dzięki transmisji wspomaganej rozpraszaniem w przód. Natomiast rozpraszanie wstecz wspomaga "podświetlanie" obiektu, przydatne we wspomnianych wyżej celach diagnostyczno-terapeutycznych. W przypadkach peryferyjnych okolic ciała, istnieje także możliwość zastosowania transiluminacji jako prostej, bezbolesnej i niekosztownej metody pomocnej w różnicowaniu patologicznych zmian, które pojawiły się np. w dłoniach, stopach, zębach.

Techniką odwzorowywania wykorzystującą właściwości optyczne transiluminowanych jest także tomografia optyczna. Ze względu na silne rozpraszanie światła praktyczna implementacja koncepcji tomografów optycznych jest zadaniem trudnym. Rozdzielczość uzyskanego obrazu jest niższa od rozdzielczości obrazów rentgenowskich, ale może dostarczyć informacji o stanie funkcjonalnym niedostępnych w technice Rtg. Znaczący postęp w obrazowaniu wprowadziła optyczna tomografia dyfuzyjna wykorzystująca rozpraszanie światła propagowanego w wielu przekrojach badanego obiektu.

6. Literatura

- [1] Bronzino J.D. (ed.) Biomedical engineering handbook. CRC Press, Boca Raton 2000.
- [2] Cysewska-Sobusiak A., Modelowanie i pomiary sygnałów biooptycznych. Wyd. Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2001.
- [3] Biopomiary. Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, tom 2. Praca zbiorowa pod. red. M. Nałęcza, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2001.
- [4] Tuchin V.V. (ed.), Handbook of optical biomedical diagnosis. SPIE Press, Bellingham 2002.
- [5] Yhou J., Bai J., Spatial location weighted optimization scheme for DC optical tomography. Optics Express, vol. 11, 2003, pp.141-150.
- [6] Klingenbeck K., Schuty O.A., Oppelt A., Mammography with light. Aktuelle Radiol., vol. 5, 1995, pp. 115-119.
- [7] Wiczyński G., Tomografia optyczna – przegląd aplikacji. Mat. VIII Konferencji Naukowej Czujniki Optoelektroniczne i Elektroniczne COE 2004, Wrocław, czerwiec 2004, s. 325-328.
- [8] Cheong W.F., Prah S.A., Welch A.J., A review of the optical properties of biological tissues. IEEE J. Q. Electron. vol. 26, 1990, pp. 2166-2185.
- [9] Krawiecki Z., Pomiarowy model transmisji promieniowania optycznego przez warstwy tkanek. Rozprawa doktorska pod kier. A. Cysewskiej-Sobusiak, Politechnika Poznańska, 2005.
- [10] Cysewska-Sobusiak A., One-dimensional representation of light-tissue interaction for application in noninvasive oximetry. Optical Engineering, vol. 36, 1997, pp. 1225-1233.
- [11] Odon A., Krawiecki Z., Mikroprocesorowy sterownik do impulsowej modulacji światła matrycy diod elektroluminescencyjnych. Mat. Konferencji Optoelektronika 2006, Poznań, czerwiec 2006, s. 83-85.
- [12] Arridge S.R., Optical tomography in medical imaging. Inverse Problems, vol. 15, 1999, pp. R41-R93.
- [13] Jankowska-Nowicka T., Spektrofotometria UV/VIS w analizie chemicznej. PWN, Warszawa 1988.
- [14] Cutler M., Transillumination of the breast. Surg. Gynecol. Obstet., vol. 48, 1929, pp. 721-727.
- [15] Beuthan J. et al, Light scattering study of rheumatoid arthritis. Quantum Electronics, vol. 32, 2002, pp. 945-952.
- [16] Hanspaul S.M., Frieden I.J., Transillumination of a cystic lymphatic malformation. The New England Journal of Medicine, vol. 349, 2003, p. 18.
- [17] Cysewska-Sobusiak A., Wiczyński G., Examples of transillumination techniques used in medical measurements and imaging. Book Series: Lecture Notes in Control and Information Sciences, Springer, Berlin/Heidelberg, vol. 335, 2006, pp. 351-364.