

Przemysław RYBACZEWSKI, Grzegorz WICZYŃSKIPOLITECHNIKA POZNAŃSKA, INSTYTUT ELEKTROTECHNIKI I ELEKTRONIKI PRZEMYSŁOWEJ,
ul. Piotrowo 3A, 60-965 Poznań**Pozyskiwanie i przetwarzanie transiluminacyjnych obrazów ręki z użyciem multichromatycznego źródła promieniowania optycznego****Mgr inż. Przemysław RYBACZEWSKI**

Absolwent Wydziału Elektrycznego Politechniki Poznańskiej, gdzie w roku 2010 uzyskał tytuł magistra inżyniera o profilu dyplomowania: Pomiary w Technice i Medycynie. Obecnie jest doktorantem w Zakładzie Metrologii i Optoelektroniki Instytutu Elektrotechniki i Elektroniki Przemysłowej. Zainteresowania naukowe: metrologia ukierunkowana na pomiary biomedyczne, zwłaszcza z zastosowaniem optoelektroniki.

e-mail: przemyslaw.rybaczewski@gmail.com**Dr hab. inż. Grzegorz WICZYŃSKI**

Pracownik naukowo-dydaktyczny Zakładu Metrologii i Optoelektroniki Instytutu Elektrotechniki i Elektroniki Przemysłowej Politechniki Poznańskiej. Zainteresowania naukowe: metrologia ukierunkowana na pomiary przemysłowe i biomedyczne, badania w zakresie oceny jakości energii elektrycznej oraz zastosowania systemów sensorycznych w układach sterowania.

e-mail: grzegorz.wiczyński@put.poznan.pl**Streszczenie**

Prześwietlanie optycznie mętnych obiektów biologicznych jest zadaniem trudnym. W artykule przedstawiono wyniki prześwietleń ręki. Opisano transmisję promieniowania optycznego w zakresie 500–1500 nm. Wyznaczono okna transmisyjne oraz oszacowano wartość optycznego sygnału wyjściowego z prześwietlanego obiektu. Przedstawiono schemat blokowy stanowiska do rejestracji obrazów transiluminacyjnych. Zamieszczono przykładowe obrazy transiluminacyjne poddane wstępnemu przetwarzaniu i analizie.

Słowa kluczowe: transiluminacja, NIR, przetwarzanie obrazu.**Acquisition and processing of transilluminative images of a hand with use of multi-chromatic optical radiation source****Abstract**

Transillumination of turbid biological objects is a difficult task. The easiest way to obtain a transillumination image is through observation of the illuminated object with a camera. The paper presents the results of hand transillumination. The transmission of optical radiation (in the 500-1500 nm wavelengths range) through the metacarpus is described. A method applied to optical transmittance measurements (Fig. 1) is discussed. Two transmission windows of 630-950 nm and 1000-1140 nm (Fig. 2) are found. The value of the transillumination optical output signal is estimated. The next part of the paper presents a block diagram of the hand transillumination image recording setup (Fig. 4) and the spectral characteristic of the emitter (Fig. 3). Sample transillumination images are also included. The problem of overexposure of the camera detector (Fig. 6) is pointed out. The images recorded during transillumination of a hand with three different wavelengths are presented. To improve the quality, one of the images has been processed with a Gaussian sharpening filter (Fig. 7). Based on the results of the analysis of the recorded test results it can be concluded that it is purposeful to conduct further research to find optimal conditions of transillumination and algorithms which will allow to highlight information about the anatomical structure of tested body parts.

Keywords: transillumination, NIR, image processing.**1. Wstęp**

Rozwój układów fotonicznych i przetwarzania sygnałów stymuluje postępy prac związanych z obrazowaniem struktur tkanek za pomocą transiluminacji promieniowaniem optycznym. Współczesne algorytmy przetwarzania sygnałów umożliwiają poprawę jakości obrazów transiluminacyjnych, a opracowywane sposoby analizy zarejestrowanych obrazów ułatwiają pozyskanie użytecznych informacji diagnostycznych. Ostatecznym rezultatem przetwarzania i analizy obrazów transiluminacyjnych są informacje o strukturze anatomicznej i właściwościach funkcjonalnych badanego obiektu. Zakłada się, że tak pozyskane dane mogą posłużyć diagnostyce np. powierzchniowych naczyń krwionośnych oraz

reumatoidalnego zapalenia stawów. Ważną zaletą prześwietleń optycznych jest brak występowania skutków ubocznych związanych z promieniowaniem X. Niestety, prześwietlanie obiektów biologicznych jest zadaniem trudnym, gdyż obiekty te są mętne optycznie charakteryzując się silną absorpcją i rozpraszaniem promieniowania optycznego [1-6].

Obrazy medyczne charakteryzują się najczęściej przynajmniej jedną z niżej wymienionych wad [7]: niska rozdzielczość w dziedzinie przestrzennej i widmowej, wysoki poziom szumu, niski kontrast, deformacje geometryczne, obecność artefaktów.

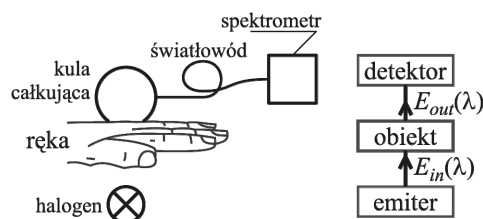
Niedoskonałości te są nieodłącznymi cechami metod obecnie powszechnie stosowanych. Przykładowo, promieniowanie rentgenowskie charakteryzuje się niskim kontrastem w obrazowaniu tkanek miękkich, natomiast USG cechuje silne zaszumienie obrazu. Z powodu różnorodności struktur obiektów biologicznych oraz zasady działania technik obrazowania, żadna ze znanych metod diagnostycznych (USG, RTG, CT, termografia) nie pozwala na uzyskanie pełnej informacji o badanym obiekcie. Dlatego w celu pozyskania lepszej informacji diagnostycznej dąży się do fuzji danych pozyskiwanych przy zastosowaniu różnych metod diagnostycznych. Zakłada się, że obrazy transiluminacyjne mogą być źródłem uzupełniających informacji o badanym obiekcie.

W literaturze występują doniesienia prezentujące wyniki prześwietleń żywych organizmów [8] oraz wybranych części ciała człowieka [9-12] promieniowaniem optycznym z zakresu bliskiej podczerwieni. Najprostszym sposobem pozyskiwania obrazu transiluminowanego jest obserwacja obiektu za pomocą kamery [13]. Możliwa jest obserwacja zarówno w zakresie widzialnym promieniowania jak i bliskiej podczerwieni. Do pomiaru właściwości optycznych transiluminowanych tkanek wykorzystywane są metody bazujące na pomiarze amplitudy i fazy przepuszczonego promieniowania lub czasu przelotu fotonów [14]. Do pozyskiwania informacji o właściwościach optycznych obiektów objętościowych służy dyfuzyjna tomografia optyczna [9-11]. Innym zastosowaniem promieniowania optycznego jest obrazowanie fotoakustyczne [15]. Odminną metodą obrazowania jest termowizja wykorzystująca promieniowanie o długości fali 3–14 μm.

W artykule przedstawiono wyniki prześwietleń peryferyjnej części ciała. W celu oceny warunków transiluminacji dokonano pomiaru transmitancji optycznej śródczącha w zakresie 500–1500 nm. Omówiono przyjęty sposób pomiaru transmitancji. Stwierdzono występowanie dwóch okien transmisyjnych oraz oszacowano wartość optycznego sygnału wyjściowego z prześwietlanego obiektu. Przedstawiono schemat blokowy stanowiska do rejestracji obrazów transiluminacyjnych ręki z zastosowaniem wielopunktowego multichromatycznego źródła promieniowania optycznego. Pozyskane obrazy poddano przetwarzaniu ukierunkowanemu na uwydatnienie struktury anatomicznej prześwietlanej ręki.

2. Właściwości transmisyjne peryferyjnej części ciała

Podstawową trudnością towarzyszącą prześwietlaniu promieniowaniem optycznym obiektów biologicznych, w tym peryferyjnych części ciała, jest ich mętność optyczna. Jest to związane z budową tego typu obiektów. Składają się one z silnie rozpraszających i absorbujących elementów tkanek [6]. Rozpraszanie i pochłanianie zależy od rodzaju tkanki i jej składu oraz od długości fali promieniowania optycznego. Traktując transiluminowany obiekt jako pewną całość o nieznannej strukturze, właściwości transmisyjne można określić kojarząc sygnały optyczne na wejściu i wyjściu tego obiektu. Na rys. 1 pokazano przyjęty schemat układu do pomiaru transmitancji optycznej wybranej peryferyjnej części ciała (ręki).

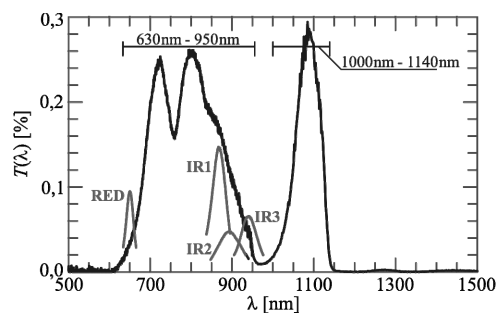


Rys. 1. Schemat blokowy układu do pomiaru transmitancji optycznej ręki

Fig. 1. Block diagram of the setup for measurement of the hand optical transmittance

Układ do pomiaru transmitancji optycznej składa się z trzech podstawowych bloków: emitera i detektora promieniowania optycznego oraz transiluminowanego obiektu. Jako emiter zastosowano lampę halogenową HLX64654 275W o znanej irradiancji spektralnej. Uwzględniając odległość emiter–obiekt oraz znaną charakterystykę widmową lampy wyznaczono irradiancję spektralną $E_{in}(\lambda)$ promieniowania optycznego padającego na powierzchnię obiektu. Detektor to układ składający się z kuli całkującej ISP-50-8-1 o średnicy okna wejściowego $\phi = 20$ mm, światłowodu A9763-01 oraz dwóch spektrometrów Maya 2000 i C9406GC. Do wzorcowania toru pomiarowego detektora wykorzystano lampę halogenową. Wzorcowanie umożliwiło pomiar irradiancji spektralnej $E_{out}(\lambda)$ promieniowania wyjściowego z obiektu.

Jako miarę właściwości transmisyjnych obiektu przyjęto transmitancję optyczną $T(\lambda)$ będącą ilorazem $E_{out}(\lambda)$ i $E_{in}(\lambda)$. Transiluminacji w układzie z rys. 1 poddano śródreżce jednego z autorów pracy. Na rys. 2 przedstawiono wynik badań transmisji śródreżca uzupełniony widmami diod LED (RED, IR1, IR2 i IR3) zaplanowanych do użycia w prześwietleniach (omawianych w dalszej części rozdziału).

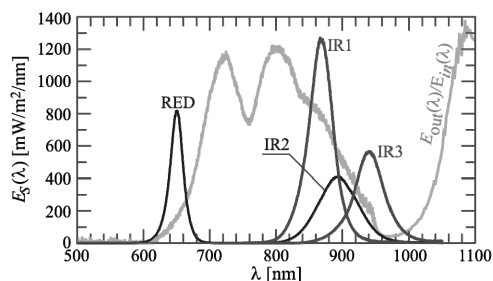


Rys. 2. Zależność $T = f(\lambda)$ wyznaczona na podstawie wyników transiluminacji śródreżca z naniesionymi widmami diod LED (RED, IR1, IR2 i IR3)

Fig. 2. Changes in $T = f(\lambda)$ determined on the basis of the results of metacarpus transillumination with marked spectra of LEDs (RED, IR1, IR2 and IR3)

Zależność z rys. 2 pokazuje, że optyczny sygnał wyjściowy $E_{out}(\lambda)$ to parę tysięcznych sygnału wejściowego $E_{in}(\lambda)$. Zamieszczoną zależność $T = f(\lambda)$ należy traktować jako zbiór orientacyjnych wartości. Wynika to z osobniczego zróżnicowania ludzkich rąk oraz wpływu warunków pomiaru takich jak nacisk emitera i detektora na obiekt, położenie toru pomiarowego względem składników ręki. Próby prześwietlania poszczególnych części ręki wykazują, że możliwa jest efektywna transmisja promieniowania optycznego tylko przez palce i śródreżce.

Na podstawie stwierdzonych właściwości transmisyjnych śródreżca można określić wymagane parametry układu do prześwietlania peryferyjnych części ciała. Możliwa jest efektywna transiluminacja w dwóch oknach transmisyjnych 630–950 nm oraz 1000–1140 nm. Dlatego do prześwietlenia należy wykorzystać emiter promieniowania optycznego zawierającego się we wskazanych oknach transmisyjnych. Charakterystyki widmowe zastosowanych w badaniach diod LED L-53SRC-F (RED) [16], L-53SF6C (IR1) [17], L-53SF4C (IR2) [17] i L-53F3C (IR3) [17] zawierają się w pierwszym oknie i spełniają ten postulat. Ze względu na silne tłumienie promieniowania optycznego w oknach transmisyjnych konieczne jest stosowanie emiterów zapewniających wystarczające oświetlenie obiektu. Można to uzyskać np. za pomocą wielopunktowego emitera, poprzez impulsowe zasilanie emiterów, dodanie układu kolimującego wiązkę optyczną. Do przeprowadzenia omawianych w pracy badań zbudowano wielopunktowe multichromatyczne źródło promieniowania w postaci matrycy diod LED. Dla każdego typu diod LED matryca składa się z 140 elementów. Irradiancję spektralną $E_S(\lambda)$ w odległości ok. 1 cm od matrycy przedstawia wykres na rys. 3. Irradiancję wyznaczono w układzie z rys. 1, w którym usunięto obiekt oraz lampę halogenową zastąpiono matrycą diod LED.



Rys. 3. Zależności $E_S = f(\lambda)$ dla poszczególnych diod LED (RED, IR1, IR2 i IR3) z naniesioną zależnością $T = f(\lambda)$

Fig. 3. Changes in $E_S = f(\lambda)$ for selected LEDs (RED, IR1, IR2 and IR3) with added changes in $T = f(\lambda)$

Charakterystyki widmowe zaplanowanych do użycia w badaniach diod LED zawierają się w oknie transmisyjnym, z tym, że diody RED i IR3 znajdują się w pobliżu granic tego okna. Oznacza to, że wynikiem transmisji sygnału emitowanego przez te diody będzie słabszy sygnał optyczny niż w przypadku diod IR1 i IR2. Wymusza to zastosowanie detektora o odpowiedniej czułości w całym oknie transmisyjnym. Diody RED i IR3 dobrano ze względu na właściwości transmisyjne krwi utlenowanej i zredukowanej wykorzystywane w pulsoksymetrii [18]. Wybór zastosowanych diod LED z konieczności uwzględniał możliwość ich pozyskania.

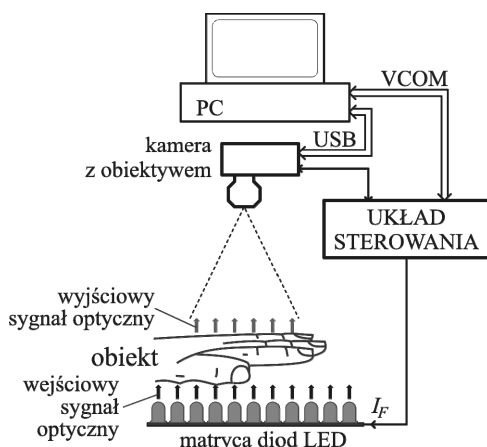
3. Stanowisko badawcze

Do budowy stanowiska do prześwietlania peryferyjnych części ciała przyjęto następujące założenia:

- wynikiem prześwietlenia jest zestaw dwuwymiarowych obrazów,
- prześwietlany jest ten sam obszar badanego obiektu promieniowaniem o różnych charakterystykach widmowych, przy czym podczas ekspozycji obiekt oświetlany jest promieniowaniem o jednej wybranej długości fali,

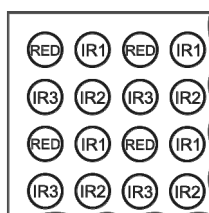
- źródło promieniowania umożliwia równomierne oświetlenie całej powierzchni obiektu o mocy optycznej umożliwiającej prawidłową rejestrację obrazu transiluminacyjnego kamerą,
- w czasie ekspozycji zapewnione jest unieruchomienie obiektu względem kamery, a pełen cykl ekspozycji składa się z kilku ujęć tego samego obszaru badanego obiektu,
- czas ekspozycji oraz interwał czasowy pomiędzy kolejnymi ujęciami powinny być możliwie najkrótsze w celu zapewnienia powtarzalności ujęć i komfortu badanej osoby.

Na rysunku 4 przedstawiono schemat blokowy stanowiska badawczego do prześwietlania peryferyjnych części ciała.



Rys. 4. Schemat blokowy stanowiska badawczego
Fig. 4. Block diagram of the measuring setup

Emiterem promieniowania optycznego jest matryca złożona z czterech zestawów 140 diod LED w obudowach do montażu przewlekanego o średnicy $\phi = 5$ mm i o znamionowych długościach fali: $\lambda_{RED} = 660$ nm, $\lambda_{IR1} = 860$ nm, $\lambda_{IR2} = 880$ nm i $\lambda_{IR3} = 940$ nm. Wyznaczone charakterystyki widmowe tych elementów przedstawiono na rys. 3. Diody LED zgrupowano po cztery i ułożono naprzemiennie w układzie 10×14 . Fragment matrycy z rozmieszczeniem diod LED pokazano na rys. 5. Takie rozmieszczenie zapewnia wystarczająco równomierne oświetlenie tego samego obszaru obiektu promieniowaniem o różnych charakterystykach widmowych.

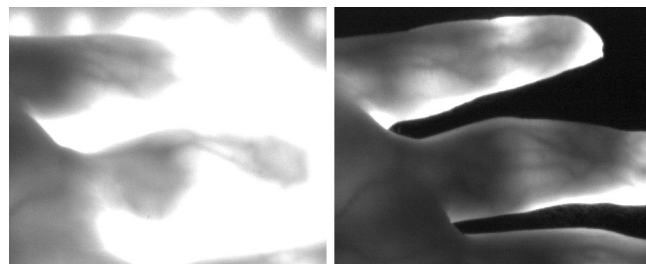


Rys. 5. Rozmieszczenie diod LED matrycy
Fig. 5. Arrangement of the LED matrix

Odbiornikiem promieniowania jest monochromatyczna kamera CMOS UI-1240ME-NIR-GL [19] o podwyższonej czułości w zakresie bliskiej podczerwieni, wyposażona w obiektyw KMP-IR Cinegon 8/1,4-M30,5 o charakterystyce widmowej dostosowanej do użytych w badaniach diod LED. Obraz pozyskany z kamery ma rozdzielczość 1,3 Megapiksela w formacie 8bpp (*ang. bits per pixel*). Kamera pracuje w trybie wyzwania zewnętrznego.

Układ sterowania ma za zadanie aktywację rejestracji obrazu przez kamerę oraz wysterowanie wybranej grupy diod LED matrycy w czasie trwania ekspozycji. Zadawanie parametrów ekspozycji (czas ekspozycji, wartość prądu I_F zasilającego LED) oraz akwizycja obrazów wykonywane są za pośrednictwem specjalizowanego oprogramowania komputera PC.

Obiektem badań jest ręka unieruchomiona bezpośrednio na powierzchni matrycy diod LED. Kamera rejestruje obraz obejmujący prześwietlany obiekt oraz niezasłoniętą powierzchnię matrycy LED (tło). Obiekt silnie tłumi pochodzący z matrycy LED sygnał optyczny. Za to niezasłonięta część matrycy bezpośrednio oświetla kamerę. Prowadzi to do dużego kontrastu i rozpiętości tonalnej obrazu. Detektor CMOS kamery na ograniczoną rozpiętość tonalną, czyli zdolność rejestrowania detali kontrastowych obiektu bez utraty szczegółów w „światłach” i „cieniach”. Głównymi czynnikami wpływającymi na rozpiętość tonalną matrycy są: głębia bitowa, rozmiar elementów światłoczułych oraz charakterystyka szumu [20]. Głębina bitowa zastosowanej kamery pozwala na rejestrację 256 poziomów szarości. W obszarze tła powstaje przesterowanie detektora, któremu odpowiada na obrazie maksymalna wartość jasności względnej piksela wynosząca 255 (barwa biała). Granica rozdziału obiektu oraz tła staje się mniej rozróżnialna, co prowadzi do bezpowrotnej utraty informacji o obiekcie badanym. Wraz ze wzrostem przesterowania tła wydaje się „zalewać” coraz głębiej obiekt badany. W celu ograniczenia przesterowania detektora kamery wprowadzono przesłony z pianki poliuretanowej o dużej gęstości (nieprzepuszczalne dla promieniowania optycznego). Dopasowana do obiektu pianka spełnia rolę „uszczelki optycznej” przeciwdziałającej przesterowaniu kamery promieniowaniem tła. Na rys. 6 przedstawiono transiluminacyjne obrazy fragmentów ręki otrzymane przy zastosowaniu przesłon wykonanych z pianek poliuretanowych o różnej gęstości.



Rys. 6. Obrazy transiluminacyjne ręki otrzymane przy zastosowaniu przesłon wykonanych z pianek poliuretanowych o różnej gęstości

Fig. 6. Transillumination images of the hand obtained with use of diaphragms made of polyurethane foam of different density

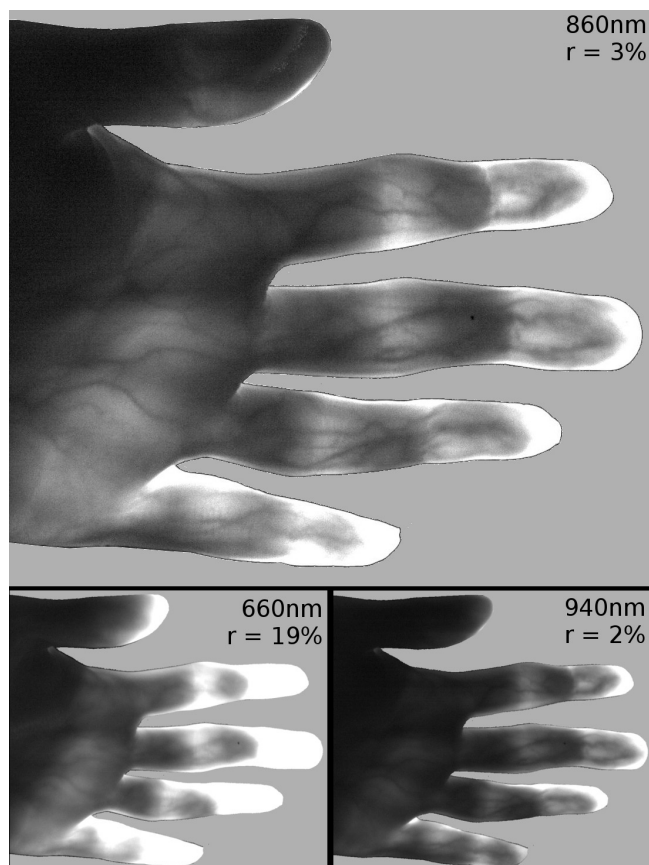
4. Obrazy transiluminacyjne ręki

W artykule przedstawiono rezultaty prześwietlania lewej ręki od strony dłoniowej. Ze względu na podobieństwo obrazów otrzymanych dla promieniowania o długości fali λ_{IR1} i λ_{IR2} ograniczono się do przedstawienia wyników prześwietlania dla λ_{IR1} . Dla porównania zamieszczono również obrazy tego samego obszaru dla transiluminacji promieniowaniem o długości fali λ_{RED} i λ_{IR3} . Jako kryterium wyboru obrazu przyjęto subiektywnie postrzeganą efektywność transiluminacji śródreżca lub palców dla wymienionych długości fali promieniowania optycznego.

Podczas transiluminacji ręki promieniowaniem o długości fali λ_{RED} występuje silne przesterowanie w obszarze palców, podczas gdy struktura wnętrza śródreżca jest ledwie rozróżnialna. Rozdzielczość tego obrazu transiluminacyjnego jest niższa niż przy zastosowaniu promieniowania z zakresu bliskiej podczerwieni. Z przeprowadzonych badań wynika, że barwa czerwona charakteryzuje się płytszą penetracją obiektu badanego oraz większym rozpraszaniem niż bliska podczerwień. Obraz uzyskany dla promieniowania o długości fali λ_{IR1} poddano filtracji stosując programowe wyostrażanie. Zastosowany filtr (GaussianSharpen Class) [21] jest jednym z komponentów platformy programistycznej AForge.NET [22] wspomagającej programowanie w języku C#.

Otrzymane obrazy poddano procesowi wstępnej segmentacji na dwa obszary – obiekt badań i tło. W celu poprawienia czytelności, czarne tło obrazu (zawierające składową szumu) zastąpiono jednolitym odcieniem szarości. Segmentację obszaru wykorzystuje się jako etap przygotowawczy procesu jego analizy logicznej [20].

Wydzielony obszar obiektu badanego poddano segmentacji przez podział na obszary, dzieląc go pod względem jasności pikseli na regiony: użyteczny oraz przesterowany [20]. Następnie wyznaczono wskaźnik r (rys. 7) będący miarą względnej zawartości przesterowania w obszarze obiektu badanego. Wartość wskaźnika r jest to stosunek pola przesterowanej powierzchni do całkowitej powierzchni użytecznej. Oszacowanie zakresu wartości współczynnika r może stanowić jedno z kryteriów automatycznego doboru nastaw oświetlacza i kamery celem uzyskania wymaganej jakości obrazu.



Rys. 7. Porównanie rezultatów prześwietlenia dłoniowej strony ręki lewej
Fig. 7. Comparison of the transillumination results of the left hand palm side

5. Podsumowanie

Na obecnym etapie badań głównym celem pozyskiwania obrazów transiluminacyjnych jest ocena możliwości diagnostycznych tej metody obrazowania. W artykule zamieszczono wyniki prześwietleń ręki promieniowaniem optycznym o różnej długości fali. Stwierdzono, że podstawową trudnością w pozyskiwaniu czytelnych obrazów był odpowiedni dobór warunków pracy matrycy LED i kamery. Trudność ta jest spowodowana dążeniem do wystarczającego oświetlenia obszarów optycznie grubych przy jednoczesnym ograniczeniu przesterowania kamery na pozostałych obszarach. Na podstawie wyników analizy zgromadzonych wyników badań uznano, że celowe jest prowadzenie dalszych poszukiwań optymalnych warunków transiluminacji i algorytmów pozwalających uwypuklić informacje o strukturze anatomicznej.

6. Literatura

- [1] Jiang H.: Diffuse Optical Tomography: Principles and Applications, CRC Press Inc., 2010.
- [2] Klose A.D., Larsen E.W.: Light transport in biological tissue based on the simplified spherical harmonics equations, Journal of Computational Physics, 220, 2006, 441–470.
- [3] Alrubaiee M. et al.: Three-dimensional optical tomographic imaging of scattering objects in tissue-simulating turbid media using independent component analysis, Applied Physics Letters, 87, 2005, 3 p.
- [4] Leeuwen T.G., Faber D.J., Aalders N.C.: Measurement of the Axial Point Spread Function in Scattering Media Using Single-Mode Fiber-Based Optical Coherence Tomography, IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 9(2), 2003, 227–233.
- [5] Pogue B.W. et al.: Statistical Analysis of Nonlinearly Reconstructed Near-Infrared Tomographic Images: Part I-Theory and Simulations, IEEE Trans. on Medical Imaging, 21(7), 2002, 755–763.
- [6] Mrocza J., Szczepanowski R.: Modeling of light transmittance measurement in a finite layer of whole blood - a collimated transmittance problem in Monte Carlo simulation and diffusion model, Optica Applicata, 35(2), 2005, 311–331.
- [7] Angenent S., Pichon E., Tannenbaum A.: Mathematical methods in medical image processing, Bulletin (New Series) of the American Mathematical Society, 43(3), 2006, 365–396.
- [8] Shimizu K., Kitama M., Mouri M., Yamamoto K.: Noninvasive measurement of physiological functions in a living body by transillumination, Instrumentation and Measurement Technology Conference, vol. 2, 1994, 982–985.
- [9] Jiang H. et al.: Three-Dimensional Optical Tomographic Imaging of Breast in A Human Subject, IEEE Trans. on Medical Imaging, 20(12), 2011, 1334–1340.
- [10] Choe R. et al.: DOT of breast cancer during neoadjuvant chemotherapy: A case study with comparison to MRI, Med. Phys., vol. 32(4), 2005, 1128–1139.
- [11] Boas D.A. et al.: Imaging the Body with Diffuse Optical Tomography, IEEE Signal Processing Magazine, 5(4), 1999, 1205–1215.
- [12] Jones R.S. et al.: Near-infrared transillumination at 1310 nm for the imaging of early dental decay, Optics Express, 11, 2003, 2259–2265.
- [13] Scheel A.K. et al.: Assessment of proximal finger joint inflammation in patients with rheumatoid arthritis, using a novel laser-based imaging technique, Arthritis & Rheumatism, 46(5), 2002, 1177–1184.
- [14] Becker W. et al.: High count rate multichannel TCSPC for optical tomography, ECBO, 6 p., 2001.
- [15] Golovko D. et al.: Optical Imaging of Rheumatoid Arthritis, Int. Journal of Clinical Rheumatology, 6(1), 2011, 67–75.
- [16] Karta katalogowa: Dioda LED L-53SRC-F, Kingbright, 2003.
- [17] Karta katalogowa: Emitery podczerwieni L-53F3C, L53SF4C, L-53SF6C, L-53SF7C, L-53F3BT, L-53SF4BT, L-53SF6BT, L-53SF7BT, Kingbright, 2001.
- [18] Cysewska-Sobusiak A. i inni: Wykorzystanie w biopomiarach transmisyjnego wariantu światło-tkanki, PAK, 9bis, 390–393, 2007.
- [19] Karta katalogowa: UI-1240ME-NIR-GL, IDS Imaging Development Systems GmbH.
- [20] Tadeusiewicz R., Korohoda P.: Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów, Wyd. Fundacji Postępu Telekomunikacji, Kraków, 1997.
- [21] <http://www.aforgenet.com/framework/docs/html/4600a4d7-825b-138f-5c31-249a10335b26.htm> (dostęp: 9.02.2013)
- [22] <http://www.aforgenet.com/> (dostęp: 9.02.2013)

otrzymano / received: 11.12.2012

przyjęto do druku / accepted: 01.02.2013

artykuł recenzowany / revised paper