

Wykorzystanie termogramów do oceny wpływu bodźców fizycznych na procesy metaboliczne w tkankach

Streszczenie. Termiczne rozkłady temperatury wskazują na możliwość zastosowania tej techniki pomiarowej do oceny intensywności dopływu krwi do kończyn pacjenta, która może być ograniczona wskutek dysfunkcji części układu krwionośnego kończyny. Uzyskane podczas badań termogramy można poddać także analizie widmowej, wykorzystując w tym celu przekształcenia falkowe wykonane w oparciu o ciągłą transformatę falkową Continuous Wavelet Transform (CWT). W pracy przedstawiono ocenę możliwości wykorzystania dekompozycji badanych obrazów termograficznych za pomocą CWT, jako nowe jakościowo kryterium porównawcze.

Abstract. Thermal distributions of temperature indicate the possibility of application of this technique to evaluate the intensity of the measurement of blood flow to the extremities of the patient, which may be limited due to dysfunctions of the circulatory system of the limb parts. Thermograms obtained during tests can be also spectral analysis, using the wavelet transform to performed on the basis of the continuous wavelet transform (CWT). The paper presents an assessment of the possibilities of using the decomposition of respondents thermographic images using CWT as a qualitatively new comparative criterion. (**The use of thermal images to assess the impact of physical stimuli on metabolic processes in the tissues**).

Słowa kluczowe: termiczny rozkład temperatury, procesy metaboliczne w tkankach, analiza widmowa.

Keywords: thermal distributions of temperature, metabolic processes, spectral analysis.

doi:10.12915/pe.2014.05.40

Wstęp

Termogramy uzyskane za pomocą kamer termowizyjnych pozwalają w sposób bezkontaktowy przedstawić powierzchniowe rozkłady temperatury obserwowanych obiektów. Ciągły postęp w dziedzinie podczerwieni i termowizji sprawia, że analiza termicznych rozkładów temperatury na wybranych powierzchniach różnych obiektów znajduje zastosowanie w wielu coraz to innych dziedzinach nauki i techniki [5,11]. Niewątpliwie jedną z nich jest medycyna, w której postęp procesów diagnostycznych wyraźnie zmienił podejście do wnioskowania, czy też stawiania diagnozy. W diagnostyce medycznej mamy do czynienia z możliwością wspierania wynikami z pomiarów termowizyjnych badań podstawowych oraz efektów prowadzonego procesu rehabilitacji po urazowej lub po zamierzonej ingerencji chirurgicznej [2,3,4].

Szczególną zaletą wykorzystania termografii w działaniach diagnostycznych jest możliwość analizowania uzyskanych informacji o rozkładzie pola temperaturowego na całej powierzchni badanego obiektu, w wybranym obszarze, żądanym profilu liniowym, wskazanym punkcie pomiarowym, a także analizowanie zaobserwowanych asymetrii obrazów termowizyjnych w badaniach porównawczych [7,13,15]. Przydatność w diagnostyce pomiarów w podczerwieni potwierdzają również analizy statystyczne. Wyniki tych analiz dostarczają informacji o przydatności termogramów do oceny rodzaju i intensywności obciążania wysiłkiem fizycznym stosowanym w procesie usprawniania chorych.

W prezentowanym materiale uwaga autorów koncentruje się na wizualnej prezentacji korelacji powierzchniowej temperatury ciała pacjenta z podskórnym przepływem krwi przez układ krwionośny zdrowy oraz dotknięty schorzeniem lub ingerencją chirurgiczną (na przykład polegającą na wycięciu żyły odpiszczelowej). W prowadzonych badaniach dokonano oceny zmian chorobowych oraz wpływu dysfunkcji układu żylnego dotkniętego zabiegiem chirurgicznym z wykorzystaniem oceny porównawczej ukrwienia symetrycznych obszarów ciała człowieka.

Uzyskane podczas badań termogramy poddano także analizie widmowej, wykorzystując do wnioskowania rozłożone sygnały wyodrębnione z reprezentacji

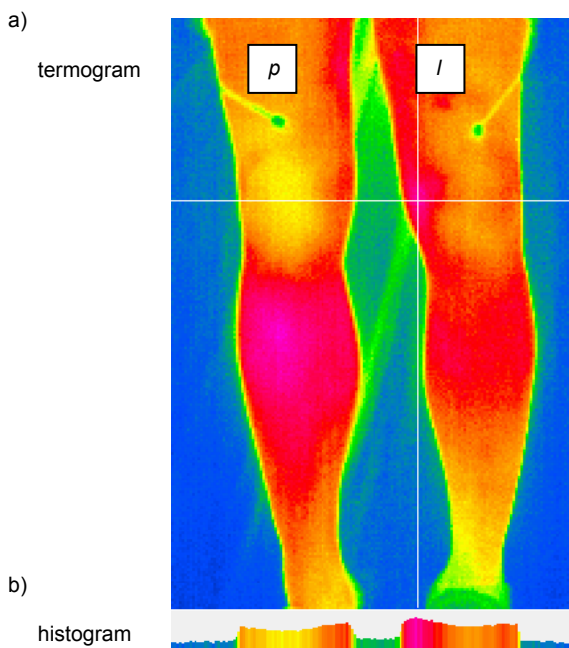
termogramów za pomocą przekształceń falkowych. Głównym celem zastosowania tych przekształceń było uzyskanie jak najdokładniejszej dekompozycji badanych obrazów. Dzięki temu uzyskano nowe jakościowo kryterium porównawcze. W podsumowaniu pracy dokonano oceny możliwości wykorzystania obrazów termicznych do diagnozowania skuteczności rehabilitacji po dokonanych zabiegach chirurgicznych.

Badania eksperymentalne i ich wyniki

Proces badawczy składa się z dwóch etapów. Pierwszy etap badań przeprowadzono w Szpitalu Specjalistycznym MSWiA w Głucholazach. Etap ten został zakończony. Szpital, w którym prowadzono badania jest placówką pulmonologiczno-kardiologiczną prowadzącą kompleksową rehabilitacją w chorobach płuc oraz układu krążenia. Na wyposażeniu szpitala znajduje się nowoczesna aparatura służąca pełnej diagnostyce układów oddychania oraz krążenia. Za pomocą tej aparatury można właściwie precyzować wskazania do rehabilitacji, a także oceniać jej efekty. Obecna organizacja wspomnianej jednostki medycznej umożliwia prowadzenie badań czynności wentylacyjnej płuc u chorych po zawale serca i wykonanym zabiegu pomostowania aortalno-wieńcowego CABG (Coronary Artery Bypass Graft). Istnieje także możliwość prowadzenia badań obejmujących m.in. ocenę możliwości intensyfikacji ćwiczeń poprzez wprowadzenie do programu usprawniania chorych treningów wydolnościowych na cykloergometrze rowerowym. Wyniki badań uzyskane w tym etapie zostały szczegółowo opisane w publikacjach [9, 10]. Etap drugi badań jest kontynuowany w Dolnośląskim Centrum Chorób Serca we Wrocławiu. W ośrodku tym prowadzona jest rehabilitacja II etapu rehabilitacji kardiologicznej, trwająca 21 dni. Pacjenci kwalifikowani są do odpowiednich modeli rehabilitacji kardiologicznej według przeprowadzanych prób wysiłkowych realizowanych również na cykloergometrze rowerowym. Do badań kwalifikowani są pacjenci przed zabiegiem operacyjnym, którzy wyrażą zgodę na prowadzenie rehabilitacji w tym szpitalu. Badania mają na celu przeprowadzenie monitorowania efektów prowadzonej rehabilitacji w pełnym cyklu, tj. rozpoczynając od chwili przed zabiegiem operacyjnym, a kończąc po trzytygodniowej rehabilitacji

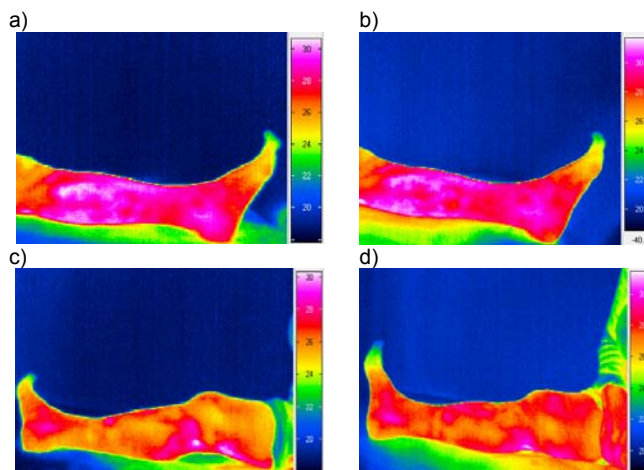
kardiologicznej. Są prowadzone w specjalnie wydzielonym pomieszczeniu szpitala, w którym utrzymuje się temperaturę i wilgotność powietrza na stałym poziomie. W celu wyeliminowania wszelkiego wpływu otoczenia na jakość pomiarów termowizyjnych pomieszczenie jest wyłączone z jakiegokolwiek innej działalności. Zastosowana w pracy badawczej aparatura pomiarowa składa się z urządzeń do bieżącej kontroli temperatury i wilgotności powietrza w pomieszczeniu oraz do rejestracji (kamera termowizyjna VarioCam, komputer przenośny wyposażony w oprogramowanie termowizyjne IRBIS3) i archiwizacji (dedykowana baza danych z cyklicznie wykonywanym zrzutem zarejestrowanych danych) termogramów, uzyskiwanych w poszczególnych sesjach pomiarowych.

Zasadniczą korzyścią wynikającą z otrzymanych rozkładów temperatury i/lub histogramów w obrazowaniu medycznym jest wartość diagnostyczna najczęściej oparta na analizie pojedynczych zarejestrowanych obrazów termograficznych lub rozkładów asymetrycznych. Dla przykładu, rozkład temperatury na ciele zdrowego człowieka jest symetryczny względem osi pionowej. Wówczas mamy do czynienia z przypadkiem fizjologicznym. Jeśli jednak zostanie stwierdzona asymetria rozkładu temperatury np. kolan obu kończyn może to świadczyć o wystąpieniu stanu zapalnego tego stawu, co stanowi przypadek patologiczny. Ilustracją takiego przypadku są termogram i histogram zamieszczone na rys. 1, zarejestrowane w trakcie prowadzonych badań.



Rys. 1. Termogram kolan prawego zdrowego (p) i lewego ze stanem zapalnym (l) oraz histogram dla obrazów termowizyjnych obu kolan

Inną grupą obrazów termograficznych są rejestracje, na podstawie których można bezpośrednio zidentyfikować wzrost intensywności ukrwienia tkanki mięśniowej powodowany np. wysiłkiem fizycznym. Analiza tego rodzaju obrazów, poza identyfikacją zmiany wartości temperatury uzależnionej od intensywności podskórnego przepływu krwi, pozwala na ocenę wpływu zastosowanych zabiegów fizjoterapeutycznych na poziom usprawnienia kończyny, po ingerencji chirurgicznej. W prowadzonych badaniach próby wysiłkowe były wykonywane na cykloergometrze. Przykłady zarejestrowanych obrazów termowizyjnych dla takich przypadków przedstawiono na rys. 2.



Rys. 2. Obrazy termograficzne kończyn dolnych: a), b) – lewej zdrowej i c), d) – prawej po ingerencji chirurgicznej z widocznym przebiegiem zmian temperatury na powierzchni skóry, odpowiednio przed i po wysiłku fizycznym; odnotowany przyrost temperatury po wysiłku w przypadku kończyny zdrowej $\Delta t = 0,7 \text{ } ^\circ\text{C}$, w przypadku kończyny po ingerencji chirurgicznej $\Delta t = 1,23 \text{ } ^\circ\text{C}$

Zarówno wysiłek fizyczny, jak i rejestracja rozkładu temperatury na powierzchni kończyn dolnych pacjentów uczestniczących w badaniach były prowadzone w trakcie trwania rehabilitacji kardiologicznej. Uzyskane wyniki i dokonana analiza średnich wartości temperatury w jednoznaczny sposób potwierdzają negatywny wpływ ingerencji chirurgicznej na pracę układu krwionośnego kończyny, polegający na ograniczeniu przepływu krwi w obszarze dokonanej ingerencji (mniejszy przyrost temperatury po wysiłku w przypadku kończyny po ingerencji chirurgicznej, rys. 2). Jednocześnie, są też pozytywnym potwierdzeniem skutecznego oddziaływania wysiłku fizycznego na efektywność procesu przywracania sprawności pacjenta, wskutek przejęcia funkcji krążeniowych przez wytworzenie się krążenia obocznego.

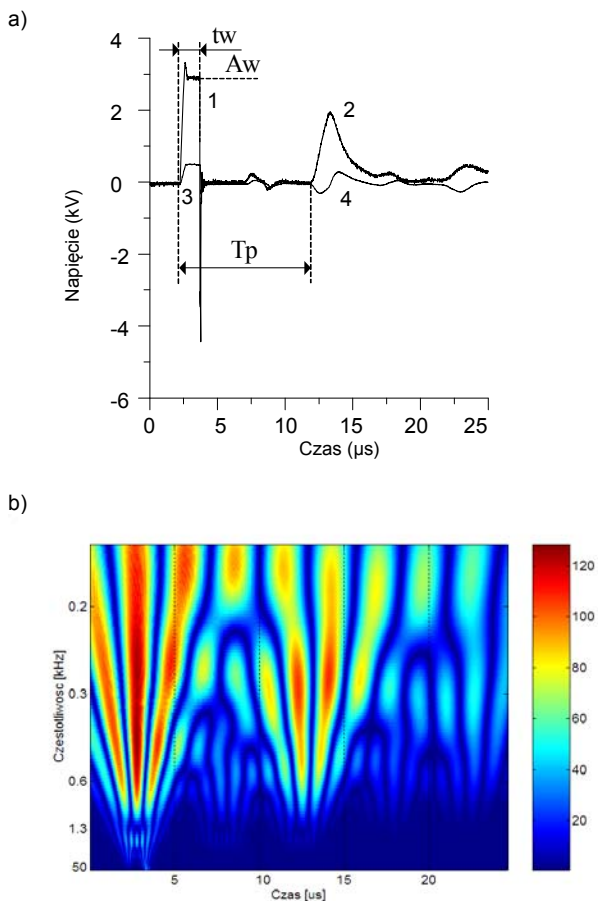
Zatem, na podstawie oceny zgromadzonych wyników badań można uznać, że obrazy termowizyjne kończyn umożliwiają przeprowadzenie oceny porównawczej i parametrycznej ich dysfunkcji krążeniowych.

Zastosowanie w analizach ciągłej transformaty falkowej

W praktyce jednak istotna jest nie tylko znajomość zmian w rozkładzie temperatury, ale również ich korelacja z procesami metabolicznymi zachodzącymi w tkankach, a także dostarczanie dodatkowych informacji kształtowanych w oparciu o dekompozycję badanych sygnałów w dziedzinie czasu i skali, czyli przedstawienie zmienności amplitud, częstotliwości i faz składowych badanego przebiegu. Jest to obecnie możliwe m.in. dzięki przetwarzaniu sygnałów za pomocą przekształceń czasowo-częstotliwościowych dostarczających dodatkowych (ilościowych i jakościowych) informacji o amplitudach, mocach lub energiach składowych częstotliwościowych, znajdujących się w badanym sygnale. Podstawowym celem zastosowania takich przekształceń jest wykonanie jak najdokładniejszej dekompozycji badanego sygnału w celu przedstawienia wszelkich szczegółów zmienności poszczególnych jego składowych. Reprezentacje te wyznaczane są najczęściej jako zmiany w czasie funkcji widmowej gęstości energii badanego sygnału. Zastosowanie narzędzi analizy czasowo-częstotliwościowej do ukazania ewolucji badanego sygnału znalazło szerokie zastosowanie m.in. w elektrotechnice, w szczególności do analizy zakłóceń o charakterze niestacjonarnym lub quasi-

stacjonarnym. Przywołana metoda badania sygnałów znajduje szerokie zastosowanie w praktyce głównie z uwagi na to, że w wielu przypadkach daje dużo ciekawsze rezultaty niż tradycyjne metody analizy czasowej. Doświadczenia w tym zakresie są szeroko publikowane w pracach [1, 8].

Dla przykładu na rys. 3a przedstawiono wybrany przebieg czasowo-amplitudowy napięcia generowanego przez impuls udarowy przemieszczający się w żyłę linii kablowej.



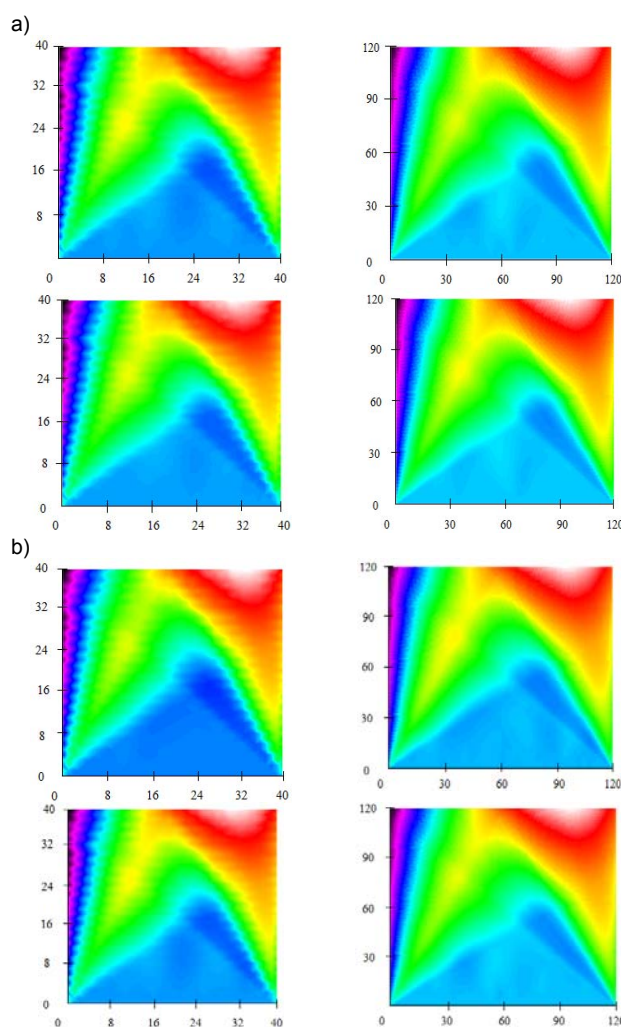
Rys. 3. Obraz napięcia generowanego przez impuls udarowy przemieszczający się w żyłę linii kablowej: a) amplitudowo-czasowa rejestracja propagacji napięcia, b) skalogram napięcia uzyskany za pomocą przekształcenia falkowego; 1 - impuls wysłany, 2 - impuls odbity od końca linii, 3 - impulsy wyindukowane w żyłach sąsiednich linii kablowej, 4 - impulsy odbite od końca linii w żyłach sąsiednich linii kablowej; A_w - amplituda napięcia, t_w - szerokość impulsu, T_p - czas propagacji

W rozpatrywanym przypadku, poza widocznym wpływem czasu trwania impulsu udarowego na kształt impulsu odbitego od końca linii oraz stromości czoła impulsu udarowego na wartość amplitudy napięcia, występuje również tłumienie jego harmonicznych.

W następstwie dalszych analiz dokonano przekształcenia badanego sygnału za pomocą ciągłej transformaty falkowej, uzyskując skalogram, czyli ilustrację sygnału za pomocą struktur częstotliwościowych (rys. 3b). W chwili generacji napięcia na skalogramie widoczne są trzy pojedyncze składowe koherentne w przedziale częstotliwości (0...1,5) kHz, odpowiadające impulsowi udarowemu i cztery składowe koherentne w przedziale częstotliwości (0...1) kHz odpowiadające napięciu, które przemieszcza się w żyłę badanego kabla. Obraz uzyskany w formie spektrogramu pozwala na dokładną identyfikację

miejsca zagęszczenia struktur koherentnych istotnych pod względem energetycznym. Zagęszczenie tych struktur w przypadku napięcia stanowi niekorzystne zjawisko, prowadzące w konsekwencji do degradacji układów izolacyjnych urządzeń elektroenergetycznych. Postęp degradacji układów izolacyjnych jest uzależnione od częstotliwości impulsów udarowych, co można właśnie zidentyfikować za pomocą przekształceń czasowo-częstotliwościowych. W przypadku przebiegów amplitudowo-czasowych taka informacja jest niedostępna.

Korzystając z wyników analiz spektrogramów uzyskanych dla różnych grup przebiegów napięciowych szeroko opisanych w [8] podjęto próbę zastosowania tej metody analizy sygnałów w ocenie obrazów termograficznych otrzymywanych w medycynie, w trakcie prowadzonych procesów usprawniania pacjentów. Przekształcenia falkowe wykonano dla obrazów termograficznych przedstawionych na rys. 2, które wzajemnie różnicują efekt wprowadzonego wysiłku fizycznego oraz wyróżniają kończyny zdrową i po ingerencji chirurgicznej.



Rys. 4. Prezentacja skalogramów uzyskanych po przekształceniu wybranych obrazów termowizyjnych za pomocą funkcji falkowej dla: a) kończyny zdrowej przed i po wysiłku fizycznym, b) kończyny zdrowej i po ingerencji chirurgicznej, w obu przypadkach po wysiłku fizycznym; przekształcenia wykonano przy założonym poziomie rozdzielczości dla płaszczyzn poprzecznej i wzdłużnej w odniesieniu do badanej kończyny

Ponieważ termogramy możemy uznać za obrazy quasi-trójwymiarowe, analiza przekształconych za pomocą falek rozkładów temperatury jest możliwa w sposób

nieskomplikowany wzdłuż przekroju poprzecznego lub podłużnego kończyny. Liczebność ocenianych przekrojów może być nieograniczona, przy czym interesujące są te przekroje, na których można zaobserwować znaczące różnice temperatury. Prezentację wybranych wyników przekształcenia termogramów za pomocą ciągłej transformaty falkowej przedstawiono w formie spektrogramów na rys. 4.

Z uwagi na niewielkie zmiany temperatury w obu badanych kończynach w cyklu, przed i po wysiłku fizycznym, analizowanie ułożenia i zagęszczenia struktur odrębnie dla kończyny zdrowej i po ingerencji chirurgicznej nie prezentuje istotnych różnic. Prawidłowość taka nie zachodzi przy porównaniu spektrogramów uzyskanych po wysiłku fizycznym w zestawieniu: kończyna zdrowa - kończyna po ingerencji chirurgicznej. W tym przypadku można zaobserwować jednoznaczne (w szczególności, co do lokalizacji) wzmocnienie niektórych struktur (rys. 4b), wywołane lokalnym wzrostem temperatury. Ocena jakościowa takiej obserwacji wymaga jednak kontynuowania analizy przekształconych obrazów w kolejno wyodrębnionych przekrojach badanej kończyny. Także jednoznaczne wnioskowanie na podstawie otrzymanych spektrogramów wymaga zastosowania kolejnych przekształceń, w których liczebność próby będzie miała istotne znaczenie w formułowaniu ostatecznych wniosków.

Wnioski

Przeprowadzone dotychczas badania miały przede wszystkim na celu wykazanie możliwości wykorzystania termowizji w procesie formułowania diagnozy medycznej wobec pacjenta. Trafność oceny obrazów termograficznych to przede wszystkim umiejętność precyzyjnego wyodrębnienia na termogramie pojedynczym lub w układzie symetrycznym, na ograniczonych powierzchniach istotnych różnic w rozkładzie temperatury. Różnice te bowiem z dużym prawdopodobieństwem świadczą o wystąpieniu zmian chorobowych. Jeśli jednak są wynikiem prowadzonej rehabilitacji to dostrzeżone zmiany mogą być odzwierciedleniem skuteczności prowadzonego zabiegu oraz jednocześnie potwierdzeniem trafności wyboru zastosowanej techniki rehabilitacji.

Nową jakością w zakresie wnioskowania w diagnostyce jest zastosowanie nowoczesnych osiągnięć opartych na cyfrowych metodach przetwarzania sygnałów o charakterze niestacjonarnym lub quasi-stacjonarnym. Metody te umożliwiają ukazanie ewolucji sygnałów w formie dyskretnej dekompozycji. Zaawansowana analiza obrazów termowizyjnych oparta na transformacie falkowej wskazuje na możliwość dostarczenia istotnych informacji w procesie diagnozowania stanu chorobowego pacjenta. Możliwe do zaobserwowania na spektrogramach obszarowe zagęszczenia wyodrębnionych struktur są potwierdzeniem możliwości wystąpienia niekorzystnych stanów chorobowych, którym towarzyszy m.in. wzrost temperatury. Z otrzymanych - dla takich przypadków - spektrogramów można ze znacznie większą dokładnością niż ma to miejsce w przypadku obrazów termograficznych wskazać najbardziej zagrożone obszary. Z pewnością dalszy rozwój tej techniki analizy sygnałów będzie stanowił wspólnie z termowizją atrakcyjne narzędzie wspomagające proces diagnostyki medycznej.

Reasumując, można stwierdzić, że uzyskane dotychczas wyniki badań, przeprowadzona ich analiza i

ocena oraz sformułowana propozycja praktycznego ich zastosowania stanowią podstawę do kontynuacji prac nad wykorzystaniem termowizji do jednoczesnej obserwacji wielu punktów badanego obiektu. Natomiast powiązanie uniwersalności termografii z analizą obrazów wykonaną za pomocą przekształconych sygnałów do postaci dyskretnej cyfrowej pozwoli na lepsze zobrazowanie zarejestrowanych zjawisk chorobowych lub skutecznego oddziaływania rehabilitacji po doznanym urazie lub ingerencji chirurgicznej.

LITERATURA

- [1] Białasiewicz J.T.: Falki i aproksymacje. WNT Warszawa 2004.
- [2] Chudecka M., Lubkowska A.: Temperature Change of selected body's surfaces of handball players in the course of training estimated by thermovision, and the study of the impact of physiological and morphological factors on the skin temperature. *Journal of Thermal Biology*. Vol. 35, 2010, pp. 379-385.
- [3] Dębiec-Bąk A., Skrzek A., Podbielska H. Application of thermovision for estimation of the optimal and safe parameters of the whole body cryotherapy. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry* 2013, vol.111, 3; pp. 1853-1859.
- [4] Jiang LJ, Ng EY, Yeo AC, Wu S, Pan F, Yau WY, Chen JH, Yang Y.: A perspective on medical infrared imaging. *J Med Eng Technol*. 2005 Nov-Dec;29(6):257-67.
- [5] Nowakowski A., Kaczmarek M.: Active Dynamic Thermography – Problems of implementation in medical diagnostics, *Quantitative InfraRed Thermography Journal*. Vol. 8/1, 89-106, 2006.
- [6] Pokrzywnicki S., Ścięgosz H.: Statistical Properties and Autocorrelation Function for Bifurcation Oscillatory Systems. 26th European Meeting of Statisticians, Toruń 2006, p. 131 (ISBN 83-231-1981-3).
- [7] Ring E.F.J, Ammer K.: Infrared thermal imaging in medicine, *Physiol. Meas.* 33, 2012, R33-R46.
- [8] Skomudek W.: Time Frequency Analysis of Overvoltage Hazard Due to Lightning Discharges in Distribution Cable Lines. Monograph, *Electrodynamic and Mechatronic Systems*, IEEE, ISBN 978-1-4244-9692-1, 2011, pp. 23-27.
- [9] Skomudek A., Skomudek W.: Termografia w diagnostyce rehabilitacyjnej. *Pomiary Automatyka Kontrola*, Nr 9/2013, s. 875-878.
- [10] Skomudek A., Skomudek W., Szczepielniak J.: Ocena możliwości zastosowania termowizji w diagnostyce procesu rehabilitacyjnego. *Inżynieria Biomedyczna. Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, Vol. 19, 1/2013, s. 32-39.
- [11] Soroko M.: Analiza powierzchniowego rozkładu temperatur dolnych partii kończyn u młodych koni wyścigowych. *Pomiary Automatyka Kontrola*, Nr 10/2011, s. 1157-1160.
- [12] Stanisław A.: Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny. StatSoft, Kraków 2006.
- [13] Więcek B., De Mey G.: Termowizja w podcierwieni. *Podstawy i zastosowania*. Wyd. PAK, Warszawa 2011.
- [14] Zieliński T.: Jak pokochać statystykę, czyli STATISTICA do poduszki. Kraków 1999.
- [15] Minkina W., Dudzik S.: *Infrared Thermography: Errors and Uncertainties*. USA 2009.

Autorzy: dr hab. Krystyna Rożek-Piechura, Akademia Wychowania Fizycznego Wydział Fizjoterapii, 51-612 Wrocław, al. I J Paderewskiego 35, E-mail: krystyna.rozek-piechura@awf.wroc.pl; mgr Aleksandra Skomudek, Politechnika Opolska, Wydział Wychowania Fizycznego i Fizjoterapii, ul. Prószkowska 76, 45-758 Opole, E-mail: a.skomudek@po.opole.pl; dr hab. inż. Waldemar Skomudek, Politechnika Opolska, Wydział Inżynierii Produkcji i Logistyki, ul. Luboszycka 5, 45-036 Opole, E-mail: w.skomudek@po.opole.pl.