

STANDARYZACJA BADAŃ TERMOGRAFICZNYCH W MEDYCYNIE I FIZYKOTERAPII

STANDARDIZATION OF INFRARED THERMAL IMAGING IN MEDICINE AND PHYSIOTHERAPY

Joanna Bauer*, Ewelina Dereń

Politechnika Wrocławska, Wydział Podstawowych Problemów Techniki, Instytut Inżynierii
Biomedycznej i Pomiarowej, 50-370 Wrocław, Wybrzeże Wyspiańskiego 27

* e-mail: joanna.bauer@pwr.wroc.pl

STRESZCZENIE

Praca poświęcona jest metodologii badań termowizyjnych w medycynie. Przedstawia skrótowy przegląd aktualnych zastosowań termografii w medycynie i fizykoterapii oraz fizjologiczne podstawy badań termowizyjnych. Omawia obowiązujące aktualnie standardy, dotyczące zarówno przebiegu samych badań, jak i wymogów sprzętowych. W szczególności wskazano wymogi dotyczące przygotowania pacjentów oraz pomieszczenia badawczego, a także doboru i kalibracji sprzętu pomiarowego. W pracy poruszono również problem przeciwwskazań, jak wiarygodności pomiarów termowizyjnych oraz obiektywizacji wyników pomiarowych.

ABSTRACT

In this paper the methodology of infrared thermal imaging in medicine, is described. The basics of the physiology of a human body thermoregulation, as well as a short review of the practical applications of thermal imaging in medicine and physiotherapy, are presented. The standardization protocols and the requirements for the preparation of the patients, the location, setting up the imaging system are discussed. The excluding criteria are defined, as well. Moreover, the reliability of the medical thermography and objective measurements, is discussed.

Słowa kluczowe: termografia, zastosowania medyczne, zasady pomiarów termowizyjnych, wymogi pomiarowe, procedura pomiarowa, standaryzacja badań, standardy, normalizacja, wiarygodność, termoregulacja

Keywords: thermography, medical applications, principles of infrared thermal imaging, measurement requirements, measurement procedure, measurement standardization, standards, normalization, reliability, thermoregulation

1. Wprowadzenie

Termografia, znana również jako termowizja, jest metodą zdalnej i bezdotykowej oceny rozkładu temperatury powierzchniowej ciała. W medycynie oraz inżynierii biomedycznej wykorzystuje się ją nie tylko do celów diagnostycznych, ale także poznawczych, pozwala bowiem na wizualizację niewidzialnego dla oka ludzkiego promieniowania podczerwonego, a co za tym idzie pozyskiwanie

informacji o fizjologicznych oraz patologicznych procesach zachodzących w ciele ludzkim, których odzwierciedleniem są lokalne oraz globalne zmiany temperatury. Współczesne metody termowizyjne umożliwiają określenie zmian temperatury zarówno co do wartości, jak i rozkładu przestrzennego, tak w ujęciu statycznym, jak i dynamicznym. Podstawową ich zaletą jest całkowicie nieinwazyjny charakter oraz brak jakichkolwiek skutków ubocznych dla pacjenta, a co za tym idzie możliwość wielokrotnego powtarzania pomiarów bez szkody dla badanego [1, 2].

Liczba obecnie prowadzonych prac naukowych, związanych z wykorzystaniem termowizji w medycynie i naukach pokrewnych, świadczy jednoznacznie o tym, że dziedzina ta cieszy się dużym zainteresowaniem. Opracowanie standardów pomiarowych w termografii medycznej, jak również zastosowanie w kamerach termowizyjnych detektorów nowej generacji o wysokiej rozdzielczości oraz czułości termicznej, a także rozwój technologii komputerowych oraz systemów cyfrowego przetwarzania obrazów, przyczyniły się do diametralnej zmiany opinii środowisk naukowych – początkowo w dużej mierze nieprzychylnych stosowaniu tej metody w medycynie [3]. Istotnym czynnikiem zwiększającym zainteresowanie termografią, jest również obserwowany od kilkunastu lat spadek cen kamer termowizyjnych. Urządzenia te stały się nie tylko powszechnie dostępne, ale od czasu opracowania detektorów niewymagających chłodzenia, także łatwe w obsłudze, dzięki czemu można je z powodzeniem stosować nie tylko w laboratoriach naukowych, ale także centrach medycznych. Nic więc dziwnego, że pasywne i aktywne pomiary termograficzne znajdują dziś zastosowanie w medycynie i fizjoterapii, a także w szeroko rozumianej inżynierii biomedycznej.

2. Zastosowania termografii medycznej

Obecnie do celów diagnostycznych, oprócz klasycznej termografii statycznej (TS), u podstaw której leżą pomiary wartości temperatur bezwzględnych – coraz częściej stosuje się także aktywną termografię dynamiczną (ang. *Active Dynamic Thermography*, ADT). Ta ostatnia bazuje na analizie przejściowych procesów termicznych, które zachodzą w ciele ludzkim pod wpływem zewnętrznego bodźca cieplnego (chłodzenie lub ogrzewanie). Badanie polega na analizie zmian temperatury w czasie, przez co pozwala określić właściwości termiczne tkanek i organów [4, 5, 6, 7].

Najbardziej znanym historycznie medycznym zastosowaniem termografii jest diagnostyka onkologiczna gruczołu piersiowego u kobiet. Badania nad wykorzystaniem pomiarów temperatury w diagnostyce sutka rozpoczęto już w latach pięćdziesiątych ubiegłego wieku [8] i chociaż metoda ta początkowo wzbudzała wiele kontrowersji [4, 9], to w licznych pracach dowiedziono, że badania termograficzne mogą być z powodzeniem stosowane jako dopełnienie badań mammograficznych oraz klinicznych i zdecydowanie zwiększają prawdopodobieństwo postawienia prawidłowej diagnozy [10, 11, 12].

Termowizja znajduje obecnie zastosowanie praktycznie w każdej dziedzinie medycyny. W laryngologii wykorzystywana jest m.in. do oceny zmian zapalnych zatok przynosowych oraz stanów zapalnych jamy ustnej [13, 14]. W stomatologii stosowana m.in. do analizy stanu przyzębia oraz stawów skroniowo-żuchwowych [15, 16]. Znalazła też zastosowanie w pulmonologii do rozpoznawaniu zapalenia płuc [17], a także w endokrynologii jako metoda wspomagająca diagnostykę schorzeń tarczycy [18, 19]. W alergologii termografia stanowi metodę uzupełniającą standardowe testy skórne [20, 21] oraz wspomaga diagnostykę alergii oddechowych i pokarmowych [22, 23]. Coraz częściej używa się jej także w kardiologii do monitorowania chorób naczyniowych, oceny krążenia czy monitorowania serca w trakcie interwencji kardiochirurgicznych [24, 25, 26, 27].

W dermatologii pomiary termowizyjne wykorzystywane są do oceny głębokości oparzeń, a także diagnostyki chorób skóry oraz zmian nowotworowych [28, 29, 30]. W reumatologii znajdują zastosowanie w diagnostyce oraz monitoringu stanów zwyrodnieniowych oraz zapalnych kręgosłupa [31]. Istnieje również doniesienie o wykorzystaniu obrazowania termicznego do wczesnego rozpoznania niektórych chorób reumatycznych jak np. choroba Reynaud'a czy reumatoidalne zapalenie stawów, a także do monitorowania i oceny postępu leczenia [32, 33, 34].

W fizykoterapii, termografia medyczna wykorzystywana jest jako narzędzie do oceny skuteczności zabiegów fizykoterapeutycznych [35, 36]. W zabiegach tego typu stosuje się wybrane czynniki fizyczne, jak np. niskie temperatury, fale ultradźwiękowe, fale termiczne etc. Parametry bodźców

dobiera się z reguły empirycznie lub na podstawie wielkości reakcji czuciowej lub ruchowej, stąd szczególnie istotna w fizykoterapii jest obserwacja i rejestracja reakcji zachodzących w trakcie i po zabiegu fizykalnym [37]. Termowizja jest tutaj jednym z najbardziej użytecznych narzędzi, pozwala bowiem nie tylko na jednorazową ocenę skuteczności zabiegu, ale daje także możliwość śledzenia i oceny zabiegów seryjnych [35, 38, 39].

3. Fizjologiczne podstawy pomiarów termowizyjnych

Przytoczone powyżej liczne zastosowania termografii w medycynie i naukach pokrewnych nie byłyby możliwe, gdyby nie zjawisko termoregulacji. Należy pamiętać, że temperatura oraz jej pomiary już od czasów Hipokratesa były uznaniem i powszechnie stosowanym w medycynie źródłem informacji o stanie zdrowia pacjenta. Analiza powierzchniowego rozkładu temperatury ciała ludzkiego, które znajduje się w warunkach homeostazy z otoczeniem zewnętrznym, dostarcza bowiem wiele cennych informacji.

U podstaw badań termowizyjnych leży fakt, iż organizm ludzki jest stałocieplny i niezależnie od warunków zewnętrznych utrzymuje zbliżoną temperaturę jam ciała (czaszka, klatka piersiowa, jama brzuszna, organy wewnętrzne), w przybliżeniu równą 36,6 °C. W normalnych warunkach, temperatura ta wykazuje niewielkie wahania dobowe w granicach 0,5–0,7 °C. Zmiany te są całkowicie naturalne i świadczą o prawidłowej termoregulacji. W odróżnieniu od stałocieplnego rdzenia, powłoki ciała zachowują się poikilotermicznie tj. są zmiennocieplne. Zmiennocieplność skóry oraz kończyn warunkuje w dużej mierze stałocieplność organizmu ludzkiego [40, 41].

Reakcje termoregulacyjne w organizmie uruchamiane są za pomocą termoreceptorów, które przekazują informacje do podwzgórza. Efektem uaktywnienia się ośrodków podwzgórza jest uruchomienie mechanizmów regulacyjnych, które umownie dzieli się na termoregulację chemiczną i fizyczną. Pierwsza odpowiada za produkcję endogennego ciepła i związana jest m.in. z intensywnością przemian metabolicznych. Druga zaś reguluje mechanizmy gromadzenia lub oddawania ciepła i wpływa m.in. na funkcje czynnościowe układu krążenia (w szczególności mikrokrążenia), układu oddechowego czy gruczołów potowych [35, 42].

Biorąc pod uwagę powyższe czynniki, niezwykle ważne jest, aby w trakcie badań termowizyjnych uwzględnić wszystkie czynniki, mogące mieć wpływ na rozkład temperatury powierzchniowej.

4. Metodologia badań termowizyjnych w medycynie

Ponieważ wiele czynników może mieć wpływ na powierzchniowy rozkład temperatury ciała ludzkiego, a tym samym na wynik pomiaru termograficznego, podczas badań termowizyjnych należy zminimalizować wpływ wszelkich bodźców zakłócających pomiary oraz bezwzględnie przestrzegać zasad prawidłowego przeprowadzania eksperymentu. Na tym etapie kluczowe znaczenie ma nie tylko prawidłowy dobór sprzętu pomiarowego, ale także właściwe przygotowanie pomieszczenia oraz samych pacjentów. Szczegółowe warunki przeprowadzania medycznych pomiarów termograficznych określają standardy wypracowane przez stowarzyszenia termologiczne. Zawierają one obszernie wytyczne pozwalające na obiektywizację i poprawną interpretację wyników pomiarowych.

Zanim przejdziemy do omawiania tych wytycznych należy przypomnieć, że skóra ludzka jest ciałem szarym o emisyjności zbliżonej do ciała doskonale czarnego. Oznacza to, że w całym zakresie spektralnym współczynnik emisyjności jest stały. Wynosi on 0,98 [43]. Z niewielkim błędem można więc założyć, że skóra, podobnie jak ciało doskonale czarne, jest znakomitym absorbentem oraz emiterym promieniowania podczerwonego, a co za tym idzie również doskonałym obiektem do badań termowizyjnych. Przeprowadzając badania, warto też pamiętać, że ciało ludzkie emituje promieniowanie w zakresie od średniej podczerwieni (ok. 2 μm), aż po mikrofałę, przy czym maksimum emitancji osiąga dla długości fali 9,36 μm. Do pomiarów medycznych można więc stosować zarówno kamery termowizyjne pracujące w zakresie średniej (2,5–5,6 μm), jak i dalekiej podczerwieni (7–13 μm), trzeba jednak przy tym pamiętać, że te pierwsze są bardziej czułe na promieniowanie słoneczne, a tym samym wymagają większej przed nim ochrony oraz lepszego dostosowania pomieszczenia badawczego [7, 44].

Według wytycznych Europejskiego Stowarzyszenia Termologicznego pomieszczenie, w którym odbywają się pomiary termowizyjne, powinno z jednej strony umożliwić wygodne rozmieszczenie urządzeń pomiarowych, a z drugiej wizualizację całego badanego obszaru. Powinno także zapewniać komfort zarówno badaczowi, jak i badanym. Przyjmuje się, że powierzchnia pomieszczenia nie może być mniejsza niż 6 m^2 ($2 \times 3 \text{ m}$), przy czym jako za optymalny uważa się pokój o rozmiarach $3 \times 4 \text{ m}$ lub większy [45].

W praktyce często minimalne wymiary pomieszczenia badawczego uzależnione są od parametrów optycznych kamer, takich jak minimalna ogniskowa, pole widzenia FOV (ang. *Field of View*) oraz rozdzielczość przestrzenna IMFOV (ang. *Instantaneous Measurement Field of View*), a także od gabarytów badanego obiektu biologicznego. Trzeba pamiętać, że im dłuższa ogniskowa, tym mniejszy kąt i pole widzenia kamery, a tym samym mniejsze powiększenie. Dlatego do obserwacji obiektów z niewielkich odległości należy wybierać kamery o małych ogniskowych, które cechuje większa rozdzielczość przestrzenna. W zastosowaniach medycznych najczęściej stosuje się kamery z tzw. zoomem, czyli przestrajalną ogniskową, o minimalnej odległości ostrzenia ok. $0,5 \text{ m}$, polu widzenia rzędu $25^\circ \times 19^\circ$ oraz kącie rozbieżności równym bądź mniejszym od 1 mrad .

Kluczowym elementem podczas pomiarów termograficznych jest utrzymanie w pomieszczeniu badawczym możliwie stałej temperatury, najlepiej w zakresie $20\text{--}24 \text{ }^\circ\text{C}$. Badania dowodzą bowiem, że ciało rozebranego człowieka w ciągu pierwszego kwadransu szybko się schładza, po czym przez następne trzy kwadransy proces ten spowalnia. Stabilizację cieplną człowiek uzyskuje z reguły po około godzinie, a wartość temperatury w stanie równowagi cieplnej silnie zależy od warunków otoczenia [7]. W temperaturze poniżej $18 \text{ }^\circ\text{C}$ rozebrany człowiek ochładza się w szybkim tempie, czemu towarzyszy najczęściej silne drżenie, natomiast przy temperaturze powyżej $25 \text{ }^\circ\text{C}$ zaczyna się z reguły pocić. Zarówno pierwsze, jak i drugie zjawisko jest niekorzystne i może prowadzić do zafałszowania wyników pomiarowych oraz powodować problemy z ich prawidłową interpretacją.

Utrzymanie właściwej temperatury otoczenia jest szczególnie ważne przy pomiarach aktywnych, gdyż jej wahania znacznie utrudniają analizę wyników oraz często prowadzą do utraty ważnych danych pomiarowych. W niestabilnym termicznie otoczeniu niewielkie, acz istotne różnice temperatur, mogą bowiem stać niezauważalne dla urządzenia pomiarowego.

Przy pomiarach termowizyjnych należy pamiętać także o jeszcze jednym ważnym parametrze, a mianowicie wilgotności względnej powietrza – determinuje ona bowiem w dużej mierze proces wymiany ciepła. Do badań medycznych zaleca się utrzymywać w pomieszczeniu wilgotność na poziomie $45\text{--}55\%$.

W miejscu, gdzie przeprowadzane są pomiary zaleca ponadto ograniczenie przepływu powietrza. Zwiększona cyrkulacja może powodować bowiem nierównomierny rozkład temperatury. W pokoju badawczym nie powinny też znajdować się promienniki ciepła, takie jak kaloryfery, piecyki, wszelkiego rodzaju grzejniki etc. Należy również ograniczyć ilość i natężenie źródeł światła oraz zminimalizować natężenie promieniowania słonecznego. Najbardziej miarodajne wyniki pomiarowe uzyskuje się w pomieszczeniach słabo oświetlonych [1, 4, 7].

Każdy pacjent przed przystąpieniem do pomiarów powinien wypełnić kwestionariusz przygotowany przez zespół realizujący badania. Wspomniany kwestionariusz powinien zawierać wszystkie istotne informacje, które pozwolą szybko wyłonić ewentualne przeciwwskazania do badań oraz w razie zaistnienia takiej potrzeby, wyłączyć kandydata z grupy badawczej. Pacjenci, którzy na podstawie kwestionariusza zostaną zakwalifikowani do wzięcia udziału w eksperymencie powinni zostać poinformowani o przebiegu badania, jak również wyrazić na nie zgodę w formie pisemnej.

Przed przystąpieniem do badania każdy pacjent musi się zaaklimatyzować do warunków otoczenia. Aklimatyzacja powinna trwać minimum $15\text{--}20$ minut, a w przypadku jeśli różnica temperatur między pomieszczeniem badawczym a miejscem, z którego przybył pacjent jest duża, czas adaptacji powinien być wydłużony do $40\text{--}60$ minut [7, 46].

Podczas aklimatyzacji powierzchnia, która będzie rejestrowana musi być odkryta, tak aby proces wymiany ciepła z otoczeniem ustabilizował się. Nie wolno jej dotykać, masować ani opierać się o nią. Aktywność fizyczna powinna być zredukowana do minimum. Zaleca się, aby na kilka godzin przed wykonaniem pomiarów nie pić ani nie spożywać ciepłych napojów i posiłków. Zabrania się intensywnych ćwiczeń, picia alkoholu oraz palenia papierosów. Nie wolno także stosować używek

oraz leków, które mogłyby spowodować zmianę temperatury ciała. Ponadto wymaga się, aby w dniu badania pacjent nie aplikował na badaną powierzchnię żadnych kosmetyków. Przeciwwskazaniem do badań stanowią także odbyte tego samego dnia zabiegi fizykoterapeutyczne, za wyjątkiem sytuacji, gdy chcemy oceniać ich wpływ na zmiany temperaturowe [7, 41, 45, 46]. Zachowanie powyższych zasad jest szczególnie ważne w badaniach medycznych, jednoznacznie udowodniono bowiem, że wszystkie wymienione wyżej czynniki wywierają wpływ na układ krążenia, a co za tym idzie także na powierzchniowy rozkład temperatury. Ich skutki są nie tylko widoczne na obrazie termicznym, ale mogą się także utrzymywać przez okres od kilkudziesięciu minut do kilku godzin [47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57].

W trakcie rejestracji obrazów termograficznych badany powinien znajdować się w ustalonej pozycji i odległości od kamery, zaleca się, aby odległość między kamerą a pacjentem była nie mniejsza niż 1–1,2 m. Fotografowany obszar ciała musi być ustawiony prostopadle do obiektywu kamery termowizyjnej. Przy zapisywaniu zdjęć należy zwrócić szczególną uwagę na poprawne ustawienie ostrości kamery. Jeśli kamera termowizyjna nie ma wbudowanej funkcji zapisywania parametrów kalibracyjnych, takich jak odległość od badanego obiektu, temperatura otoczenia, wilgotność względna etc. to z każdej sesji pomiarowej powinien zostać sporządzony protokół badania termograficznego [45, 46].

5. Wiarygodność pomiarów termowizyjnych w medycynie

Prowadząc pomiary termograficzne, należy pamiętać, że wyniki tych badań są silnie zależne od cech osobniczych pacjentów. Niestety nie każda osoba może uczestniczyć w badaniach termowizyjnych. Termografia wymaga ścisłej współpracy badanego z operatorem. Odpowiednie przygotowanie pacjenta do badania niejednokrotnie sprawia wiele trudności. Jeśli badana osoba przed pomiarami nie przestrzegala zasad oraz nie respektowała przeciwwskazań, wynik pomiaru będzie zafałszowany.

Metody termograficzne nie sprawdzają się w przypadkach, gdy pacjenci są bardzo otyli lub mocno owłosieni. Należy pamiętać, że tkanka tłuszczowa zakłóca pomiar termograficzny. U osób otyłych nie powinno się wykonywać badania jamy brzusznej oraz kręgosłupa. Obecność dużych fałdów skórnych uniemożliwia prawidłową ocenę wyników pomiarowych, a nadmierna potliwość, która często towarzyszy osobom z dużą nadwagą, zaburza wynik [58]. Trzeba pamiętać, że skóra pokryta łojem, potem, maściami, kremami, makijażem czy brudem zmienia swoje właściwości, gdyż substancje te wpływają na współczynnik emisyjności oraz zaburzają lokalnie proces parowania z powierzchni [7, 28].

Do badania termograficznego nie powinni być także kwalifikowani pacjenci ze zmianami dermatologicznymi na skórze, świeżymi tatuażami czy bliznami, o ile zmiany te obejmują miejsca badane. Wyjątek stanowią oczywiście przypadki, w których termografia służy do diagnozowania zmian skórnych. W tych sytuacjach należy specjalną uwagę skierować na zachowanie stałego współczynnika emisyjności oraz parowania. Jest to szczególnie istotne w przypadkach, w których doszło do przerwania ciągłości skóry, miejsca te w obrazie termowizyjnym cechuje bowiem znaczne obniżenie temperatury. Przyczyną tego zjawiska jest duża różnica pomiędzy wilgotnością zdrowej skóry a wilgotnością otwartej rany. W takich przypadkach, aby pomiary były miarodajne, rany należy pokryć jałowymi materiałami, transparentnymi dla promieniowania podczerwonego. Można w tym celu wykorzystać niektóre folie poliestrowe lub hydrożele [7].

Aby pomiary były wiarygodne, należy pamiętać również o prawidłowym ustawieniu kamery termowizyjnej oraz pacjenta. Niewłaściwe ustawienie kamery może spowodować wystąpienie zjawiska paralaksy. Zmiana kąta nachylenia obiektywu kamery lub badanego obszaru ciała powoduje nieprawidłowy odczyt temperatury, zwykle zaniża jej wartości. Stąd mogą wynikać dalsze błędy interpretacyjne [28].

6. Standaryzacja medycznych pomiarów termograficznych

W pomiarach termowizyjnych bardzo istotną rolę odgrywa standaryzacja. Zapewnia ona możliwość porównywania wyników oraz warunkuje poprawną ich interpretację. Nietrzymanie wytycznych metodologicznych w badaniach termograficznych prowadzi często do błędów pomiarowych,

a te skutkują z kolei mylnymi wnioskami. Najbardziej znanym i niechlubnym przykładem źle zaplanowanych i przeprowadzonych badań termograficznych jest projekt badawczy pod tytułem „*Breast Cancer Detection and Demonstration Project (BCDDP)*”, który był realizowany w USA w latach 1973–1980, łącznie w 29 centrach badawczych na terenie całego kraju. W projekcie tym wzięło udział ponad 283 tys. kobiet w wieku od 35 do 74 lat, które rokrocznie poddawane były badaniu mammograficznemu, klinicznemu, a także termografii sutka. Autorzy bardzo szybko, bo już w 1977 roku, całkowicie zaniechali stosowania termografii. Stwierdzili jej niewielką przydatność w diagnostyce nowotworów piersi i zarzucili metodzie duże ryzyko rozpoznania fałszywie dodatniego oraz niską czułość.

Wnioski płynące z projektu BCDDP na długie lata zniechęciły środowisko naukowe do badań termograficznych i wzbudziły, trwającą często do dnia dzisiejszego, nieufność co do skuteczności tej metody. Późniejsze analizy dowiodły jednak, że rozdzźwięk pomiędzy wynikami projektu a doniesieniami pozostałych badaczy wynikał w znacznej mierze z błędów metodologicznych, popełnionych na etapie rejestracji termogramów oraz niezachowania podstawowych standardów badań termograficznych, a także nieodpowiedniego przeszkolenia personelu odpowiedzialnego za analizę i interpretację wyników końcowych [4, 7, 9].

Opisane wyżej doświadczenia przyniosły jednak w następnych latach sporo pozytywnych skutków. Zdołowały one środowisko naukowe, zajmujące się zawodowo termografią medyczną, do podjęcia wysiłku stworzenia ścisłych wytycznych w badaniach biologicznych. W chwili obecnej istnieje kilka podstawowych typów standardów stosowanych w dziedzinie pomiarów temperaturowych. Niektóre z nich odnoszą się do technicznych aspektów termografii, takich jak specyfikacja stosowanych urządzeń i systemów pomiarowych. Inne zaś dotyczą praktycznej strony pomiarów termowizyjnych, jak na przykład szkolenia personelu. Istnieje również kilka norm poświęconych metodom testowania i kalibracji sprzętu termowizyjnego. Określają one m.in. minimalne wymagania dotyczące urządzeń pomiarowych oraz umożliwiają porównywanie ich między sobą przy pomocy znormalizowanych parametrów.

Szczególnie dużą aktywność w opisywanym zakresie obserwuje się na przełomie ostatnich kilkunastu lat. W roku 2013, a dokładnie 30 kwietnia opublikowano nową wersję normy *ISO ISO/TR 80601-2-56:2013 – Medical Electrical Equipment - Part 2-56: Particular requirements for basic safety and essential performance of clinical thermometers for body temperature measurement* z 2009 roku, poświęconej wymogom bezpieczeństwa oraz zasadom działania termometrów medycznych do pomiaru temperatury ciała. Norma ta zawiera zasady zachowania bezpieczeństwa oraz prawidłowej eksploatacji termometrów klinicznych, które służą do pomiaru temperatury ciała pacjenta. Specyfikuje również techniczne wymagania dla termometru jako urządzenia elektrycznego [59].

Uzupełnieniem wspomnianej powyżej normy jest standard *ISO/TR 80601-2-59:2010 - Medical electrical equipment - Part 2-59: Particular requirements for the basic safety and essential performance of screening thermographs for human febrile temperature screening* [60], który określa wymagania dla urządzeń medycznych przeznaczonych do przesiewowych pomiarów temperatury ciała, w szczególności do wykrywania stanów gorączkowych. Dotyczy on przede wszystkim urządzeń wykorzystujących promieniowanie podczerwone jako źródło informacji o temperaturze badanego obiektu. Oprócz specyfikacji minimalnych wymagań sprzętowych, norma opisuje metody pozwalające na weryfikację zgodności parametrów urządzenia ze standardem. Jako obszary pomiarowe, preferowane do detekcji stanów gorączkowych, wskazuje strefy znajdujące się w pobliżu wewnętrznych kąćków oczu, których temperatura silnie koreluje z ciepłem wnętrza ciała (rozprowadzanym przez tętnicę szyjną wewnętrzną).

Warto wspomnieć, że ścisłe przestrzeganie standardów dotyczących pomiarów temperaturowych, których zadaniem jest detekcja stanów gorączkowych, ma szczególne znaczenie w przypadku działań prewencyjnych, prowadzonych w celu zapobiegania pandemii. Zastosowanie urządzeń do zdalnej detekcji promieniowania cieplnego wydaje się w takich przypadkach idealnym rozwiązaniem, ponieważ może przyczynić się do ograniczenia rozprzestrzeniania się chorób zakaźnych, charakteryzujących się występowaniem objawów gorączkowych u zakażonych. Wyniki prawidłowo przeprowadzonych, ustandaryzowanych pomiarów termowizyjnych mogą służyć nie tylko do badań przesiewowych, ale również do wykreślenia geograficznych granic rozprzestrzeniania się choroby.

Nic więc dziwnego, że w roku 2009 Międzynarodowa Organizacja Normalizacyjna wydała specjalny raport poświęcony zastosowaniu sprzętu termowizyjnego do detekcji podwyższonej temperatury ciała, uznając go za narzędzie pomocne w ograniczaniu pandemii [61]. Wytyczne dotyczące urządzeń pomiarowych oraz metodyki samych pomiarów zostały zawarte w normie *ISO/TR 13154:2009 – Medical electrical equipment - Deployment, implementation and operational guidelines for identifying febrile humans using a screening thermograph*. Standard ten ściśle określa sposób prowadzenia pomiarów termowizyjnych oraz wskazuje lokalizacje, które powinny zostać objęte badaniem skriningowym. Zalicza do nich m.in. budynki użyteczności publicznej, takie jak: szpitale i kliniki, szkoły, zakłady pracy, obiekty infrastruktury systemu transportu zbiorowego, budynki rządowe oraz administracji państwowej, m.in. policji, straży pożarnej etc.

Norma ISO/TR 13154:2009 spotkała się z szerokim odzewem środowiska naukowego specjalizującego się w badaniach termograficznych. Została uznana za jeden z najlepszych praktycznych przewodników do oszacowywania temperatury badanego obiektu. Opisuje bowiem nie tylko zasady prawidłowego wykonywania pomiarów termograficznych, ale także błędne działania prowadzące do niepoprawnej oceny wartości temperatury [62].

Obok Międzynarodowej Organizacji Normalizacyjnej, bardzo duży wkład w rozwój standaryzacji badań termograficznych wniosło Amerykańskie Stowarzyszenie Badań i Materiałów (ang. *American Society for Testing and Materials, ASTM*). Stowarzyszenie to opracowało normy dotyczące testowania systemów oraz urządzeń termograficznych, a także zaproponowało metody wyznaczania podstawowych parametrów kamer termowizyjnych, takich jak:

- minimalna rozróżnialna różnica temperatur MRTD – jest to parametr, który określa wpływ szumu na rozdzielczość kątową urządzenia. Metoda wyznaczania MRTD została opisana w normie ASTM E1213-97(2009) [63];
- minimalna wykrywalna różnica temperatury MDTD – określa minimalną różnicę temperatury testu w stosunku do tła, jest to parametr wyznaczany subiektywnie. Metoda wyznaczania MDTD została opisana w normie ASTM E1311-89(2004) [64];
- różnica temperatury równoważna szumowi NETD – jest to parametr wyznaczony przez różnicę między temperaturą obiektu badanego i otoczenia, która powoduje wytworzenie sygnału równego szumowi. Sposób wyznaczania NETD opisany został w normie ASTM E1543-00(2006) [65].

ASTM opracowało także standardy dotyczące samych pomiarów temperatury oraz pomiarów termowizyjnych. Należą do nich:

- standard ASTM E1256-95(2007) – opisujący metody testowania jednokanałowych termometrów bezkontaktowych. Testy te stosuje się m.in. do oceny podstawowych parametrów termometrów, takich jak: dokładność kalibracji, powtarzalność pomiaru, wielkość obiektu badanego, czas reakcji, czas nagrzewania, stabilność przy pomiarach długoterminowych [66];
- standard ASTM E1862-97(2002)e1 – dotyczący metod testowania, pomiarów i kompensowania temperatury odbitej przy użyciu przyrządów pomiarowych do obrazowania w podczerwieni [67];
- standard ASTM E1933-99a(2005)e1 – opisujący metody pomiaru i kompensacji emisyjności przy użyciu przyrządów pomiarowych do obrazowania w podczerwieni [68].

7. Podsumowanie

Termowizja jest metodą, która ma wysoki potencjał badawczy i diagnostyczny. Cieszy się ona sporym zainteresowaniem w środowiskach naukowych i medycznych. Prowadząc badania termowizyjne z udziałem ludzi, trzeba jednak zawsze pamiętać, że aby uzyskać rzetelne i wiarygodne wyniki, należy bezwzględnie stosować się do zaleceń metodologicznych i norm pomiarowych, obowiązujących w termografii medycznej. Kluczową rolę odgrywa tutaj prawidłowe przygotowanie pacjenta oraz standaryzacja. Zapewniają one możliwość porównywania wyników oraz warunkują poprawną ich interpretację. Niedotrzymanie wytycznych metodologicznych w badaniach termograficznych z udziałem ludzi prowadzi do pojawienia się błędów pomiarowych,

a te skutkują z kolei mylnymi wnioskami. Przykładów źle zaplanowanych i przeprowadzonych badań jest niestety nadal całkiem sporo. Należy podkreślić jednak, że ostatnia dekada przyniosła zdecydowaną poprawę w tej kwestii. Przyczyniły się do tego bezsprzecznie publikacje norm ISO oraz standardów AST, a także wysiłki środowiska naukowego, zajmującego się zawodowo termografią medyczną, związane z popularyzacją i upowszechnianiem wiedzy w zakresie metodologii badań termowizyjnych.

LITERATURA

- [1] J. Żuber, A. Jung: *Metody termograficzne w diagnostyce medycznej*, BAMAR[®] Marketing-Wydawnictwo, Warszawa 1997.
- [2] F. Ring: *The historical development of thermometry and thermal imaging in medicine*, Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 30(4), 2006, s. 192–198.
- [3] J. Bauer: *Postępy obrazowania termicznego w medycynie – praca poświęcona osobie profesora Antoniego Nowakowskiego*, Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 19(3), 2013, s. 140–147.
- [4] A. Nowakowski (red.): *Postępy termografii – aplikacje medyczne*, Wydawnictwo Gdańskie Sp. z o.o., Gdańsk 2001.
- [5] J. Bauer, P. Hurnik, J. Zdziarski, W. Mielczarek, H. Podbielska: *Termowizja i jej zastosowanie w medycynie*, Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 3(2–4), 1997, s. 121–131.
- [6] J. Bauer, P. Hurnik, J. Zdziarski, W. Mielczarek, A. Skrzek, H. Podbielska, Z. Zagrobelny: *Zastosowanie termowizji w ocenie skutków krioterapii*, Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 3(2–4), 1997, s. 133–140.
- [7] A. Nowakowski (red.): *Rozwój diagnostyki termicznej metodami detekcji podczerwieni (ilościowa diagnostyka ran oparzeniowych i inne aplikacje)*, Akademicka Oficyna wydawnicza EXIT, Warszawa 2009.
- [8] R. Lawson: *Implications of Surface Temperatures in the Diagnosis of Breast Cancer*, Canadian Medical Association Journal, vol. 75(4), 1956, s. 309–310.
- [9] M. Moskovitz: *Thermography as a risk indicator of breast cancer: Results of a study and a review of the recent literature*, Journal of Reproductive Medicine for the Obstetrician and Gynecologist, vol.30 (6), 1985, s. 451–459.
- [10] D.A. Kennedy, T. Lee, D. Seely: *A Comparative Review of Thermography as a Breast Cancer Screening Technique*, Integrative Cancer Therapies, vol. 8(1), 2009, s. 9–16.
- [11] D. Kolarčić, Z. Herceg, I.A. Nola, V. Ramljak, T. Kuliš, J.K. Holjevac, J.A. Deutsch, S. Antonini: *Thermography – A feasible method for screening breast cancer?*, Collegium Antropologicum, vol. 37(2), 2013, s. 583–588.
- [12] M. Moghbel, S. Mashohor: *A review of computer assisted detection/diagnosis (CAD) in breast thermography for breast cancer detection*, Artificial Intelligence Review, vol. 39(4), 2013, s. 305–313.
- [13] K. Wojaczyńska-Stanek, E. Marszał, A. Krzemiń-Gabriel, J. Mniszek, M. Sitek-Gola: *Monitorowanie termowizyjne terapii przewlekłego zapalenia zatok przynosowych u dzieci leczonych antybiotykami oraz laserem biostymulacyjnym*, Acta Bio-Optica Informatica Medica, vol. 10(3–4), 2004, s. 75–82.
- [14] P. Murawski, B. Kalicki: *Zastosowanie współczynników predykcji liniowej do kwalifikacji zdrowych i chorych na zapalenie zatok obocznych nosa w oparciu o termogramy twarzy*, Przegląd Elektrotechniczny, vol. 89(3a), 2013, s. 298–300.
- [15] S.C. Paunica, A. Dumitriu, M. Mogos, O. Georgescu, I. Mogos: *The evaluation of the periodontium in patients with leukemia using thermographic imaging*, Hematology, vol. 14(6), 2009, s. 341–346.
- [16] P.E.Ch. Mouli, S.M. Kumar, B. Senthil, S. Parthiban, A.E. Malarvizhi, R. Karthik: *Application of Thermography in Dentistry - A Review*, Journal of Dental and Medical Sciences, vol. 1(1), 2012, s. 39–43.
- [17] A. Jung, J. Żuber, B. Kalicki, J. Grodowski: *Pomiary termowizyjne w rozpoznaniu zapalenia płuc*, [w:] *Zapalenia Płuc. Aktualne problemy kliniczne*, T. Plusy (red.), Medpress, Warszawa 1998.
- [18] A.A. Filatov, L.I. Ginzburg: *Thermographic study of the thyroid gland*, Meditsinskaia Radiologija, {in russian}, vol. 29(5), 1984, s. 36–39.
- [19] A. Helmy, M. Holdmann, M. Rizkalla: *Application of Thermography for Non-Invasive Diagnosis of Thyroid Gland Disease*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 55(3), 2008, s. 1168–1175.
- [20] F. Siebenhaar, F. Degener, T. Zuberbier, P. Martus, M. Maurer: *High-dose desloratadine decreases wheal volume and improves cold provocation thresholds compared with standard-dose treatment in patients with acquired cold urticaria: a randomized, placebo-controlled, crossover study*, Journal of Allergy and Clinical Immunology, vol. 123(3), 2009, s. 672–679.
- [21] A.L. de Weck, T. Derer, M. Bahre: *Investigation of the anti-allergic activity of azelastine on the immediate and late phase reactions to allergens and histamine using telethermography*, Clinical and Experimental Allergy, vol. 30(2), 2000, s. 283–287.
- [22] M. Seppely, C. Hessler, M. Bruchez, M. Savary, A. Pecoud: *Facial thermography during nasal provocation tests with histamine and allergen*, Allergy, vol. 48(5), 1993, s. 314–318.
- [23] A.T. Clark, J.S. Mangat, S.S. Tay, Y. King, C.J. Monk, P.A. White, P.W. Ewan: *Facial thermography is a sensitive and specific method for assessing food challenge outcome*, Allergy, vol. 62(7), 2007, s. 744–749.
- [24] B. Kalicki, A. Jung, J. Żuber, A. Rustecka, A. Będzichowska, K. Biliska, B. Nurowska-Wrzosek, Ł. Gadomska, Z. Gaciong: *Zastosowanie metody termograficznej w monitorowaniu leczenia wybranych chorób naczyniowych*, Przegląd Elektrotechniczny, vol. 89(12), 2013, s. 364–366.

- [25] A. Nowakowski, M. Kaczmarek, J. Rumiński: *The Role of Thermal Monitoring in Cardiosurgery Interventions*, [w:] *Medical Infrared Imaging. Principles and Practices*, M. Diakides, J. Bronzino, D. Peterson (red.), CRC Press, New York 2012, rozdz. 17.1–17.24.
- [26] J. Siebert, L. Keita, M. Kaczmarek, L. Anisimowicz, J. Rogowski, M. Narkiewicz: *Application of intraoperative thermography in coronary artery bypass grafting without extracorporeal circulation – clinical report*, *Medical Science Monitor*, vol. 7(4), 2001, s. 766–770.
- [27] Y. Okada, T. Kawamata A.Kawashima, T. Hori: *Intraoperative application of thermography in extracranial-intracranial bypass surgery*, *Neurosurgery*, vol. 60(4 Suppl 2), 2007, s. 362–365.
- [28] A. Renkielska, A. Nowakowski, M. Kaczmarek, M.K. Dobke, J. Grudziński, A. Karmolinski, W. Stojek: *Static thermography revisited – an adjunct method for determining the depth of the burn injury*, *Burns*, vol. 31(6), 2005, s. 768–75.
- [29] A. Nowakowski, Z. Wróbel: *Termografia podczerwieni w diagnostyce medycznej*, [w:] *Obrazowanie biomedyczne*, tom 8 monografii: *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000*, L. Chmielewski, J.L. Kulikowski, A. Nowakowski (red.), Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003, s. 475–614.
- [30] A. Cholewka, S. Kwiatek, A. Sieroń, A. Stanek, Z. Drzazga: *Does the temperature gradient correlate with the photodynamic diagnosis parameter numerical colour value (NCV)?*, *Photodiagnosis and Photodynamic therapy*, vol. 10(1), 2013, s. 33–38.
- [31] A. Cholewka, Z. Drzazga, A. Sieroń, A. Stanek: *Thermovision diagnostics in chosen spine disease treated by whole body cryotherapy*, *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, vol. 102(1), 2010, s. 113–119.
- [32] K. Ammer: *Diagnosis of Raynaud's phenomenon by thermography*, *Skin Research and Technology*, vol. 2(4), 1996, s. 182–185.
- [33] N. Borevic, D. Kolar, S. Grazio, F. Grubi, S. Antonini, I.A. Nola, Z. Herceg: *Thermography hand temperature distribution in rheumatoid arthritis and osteoarthritis*, *Periodicum Bilorum*, vol. 113(4), 2011, s. 445–448.
- [34] D. Rusch, M. Follmann, B. Boss, G. Neeck: *Dynamic thermography of the knee joints in rheumatoid arthritis (RA) in the course of the first therapy of the patient with methylprednisolone*, *Zeitschrift fur Rheumatologie*, vol. 59(2), 2000, s. 131–135.
- [35] A. Dębiec-Bąk, A. Skrzek: *Porównanie rozkładu temperatury powierzchniowej ciała kobiet i mężczyzn za pomocą termowizji*, *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, vol. 18(1), 2012, s. 25–30.
- [36] B. Ratajczak, E. Boerner, A. Demidaś, K. Tomczyk, A. Dębiec-Bąk, A. Hawrylak: *Comparison of skin surface temperatures after ultrasounds with use of paraffin oil and ultrasounds with use of gel*, *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, vol. 109, 2012, s. 387–393.
- [37] V. Robertson, A. Ward, J. Low, A. Reed: *Fizykoterapia. Aspekty kliniczne i biofizyczne*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2009.
- [38] R. Rutkowski, A. Straburzyńska-Lupa, P. Korman, W. Romanowski, M. Gizińska, E. Hurnik, R. Lorenz: *Dynamika zmian temperatury ręki reumatoidalnej po wybranych zabiegach z zakresu termoterapii*, *Reumatologia*, vol. 49(4), 2011, s. 239–243.
- [39] J. Bauer, E. Boerner, H. Podbielska: *Termowizyjna ocena kolejności stosowania zabiegów fizykalnych*, [w:] *Biomedyczne zastosowania termowizji*, H. Podbielska, A. Skrzek (red.), Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej ukáže się w 3 kwartale 2014r.
- [40] G. Straburzyński, A. Straburzyńska-Lupa: *Medycyna fizykalna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2000.
- [41] J. Bauer, A. Skrzek: *Fizjologiczne podstawy krioterapii*, *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, vol. 3(2–4), 1998, s. 115–120.
- [42] F.E. Marino: *Thermoregulation and human performance. Physiological and biological aspects*, Book series: *Medicine & Sport Science*, vol. 53, Karger Medical and Scientific Publishers, Basel, 2008.
- [43] J.D. Hardy: *The radiation of heat from the human body. III. The human skin as a black - body radiator*, *Journal of Clinical Investigation*, vol. 13(4), 1934, s. 615–620.
- [44] E.F. Ring, K. Ammer: *Infrared thermal imaging in medicine*, *Physiological Measurement*, vol. 33(3), 2012, s. R33–R46.
- [45] E.F. Ring, K. Ammer: *The Technique of Infrared Imaging in Medicine*, *Thermology International*, vol. 10(1), 2000, s. 7–14.
- [46] K. Ammer, F.J. Ring: *Standard procedures for infrared imaging in medicine*, [w:] *Medical Infrared Imaging. Principles and Practice*, M. Diakides, J.D. Bronzino, D. Peterson (red.), CRC Press, Taylor & Francis Group, Boca Raton, 2013, rozdz. 32.1–32.14.
- [47] G.K. Shlygin, L.D. Lindenbraten, M.M. Gapparov, L.S. Vasilevskaia, L.I. Ginzburg, A.I. Sokolov: *Radiothermometric research of tissues during the initial reflex period of the specific dynamic action of food*, *Meditsinskaia Radiologija*, {in russian}, vol. 36(5), 1991, s. 10–12.
- [48] G. Federspiel, E. La Grassa, F. Giordano, C. Macor, D. Presacco, C. Di Maggio: *Study of diet-induced thermogenesis using telethermography in normal and obese subjects*, *Recenti Progressi in Medicina*, vol. 80(9), 1989, s. 455–449.
- [49] G. Mannara, G.C. Salvatori, G.P. Pizzuti: *Ethyl alcohol induced skin temperature changes evaluated by thermography. Preliminary results*, *Bollettino della Societa Italian di Biologia Sperimentale*, vol. 69(10), 1993, s. 587–594.
- [50] K. Mabuchi, T. Chinzei, M. Ikeda, I. Saito, I. Fujimasa: *Development of a data processing system for a high-speed thermographic camera and its use in analyses of dynamic thermal phenomena of the living body*, [w:] *The Thermal Image in Medicine and Biology*, K. Ammer, E.F. Ring (red.), Uhlen-Verlag, Wien 1995, s. 56–63.
- [51] K. Ammer, P. Melnizky, O. Rathkolb: *Skin temperature after intake of sparkling wine, still wine or sparkling water*, *Thermology International*, vol. 13(3), 2003, s. 99–102.

- [52] K. Usuki, T. Kanekura, K. Aradono, T. Kanzaki: *Effects of nicotine on peripheral cutaneous blood flow and skin temperature*, Journal of Dermatological Science, vol. 16(3), 1998, s. 173–181.
- [53] J. Gershon-Cohen, J. Haberman: *Thermography of smoking*, Archives of Environmental Health, vol. 16(5), 1968, s. 637–641.
- [54] A. Di Carlo, F. Ippolito: *Early effects of cigarette smoking in hypertensive and normotensive subjects. An ambulatory blood pressure and thermographic study*, Minerva Cardioangiologica., vol. 51(4), 2003, s. 387–393.
- [55] I. Holowacz, J. Kobel, H. Podbielska: *Influence of certain screenings mask on human face in far infrared spectral region*, Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics, Proc. SPIE vol. 4356, 2001, s. 408–415.
- [56] J.M. Engel: *Physical and physiological influence of medical ointments of infrared thermography*, [w:] *Recent Advances in Medical Thermology*, E.F. Ring, B. Phillips (red.), Plenum Press, New York 1984, s. 177–183.
- [57] K. Ammer: *The influence of antirheumatic creams and ointments on the infrared emission of the skin*, [w:] *Abstracts of the 10th International Conference on Thermogrammetry and Thermal Engineering*, I. Benko, A. Balogh, I. Kovacsics, I Lovak (red.), Budapest 1997, s. 177–181.
- [58] D.A. Savastano, A.M. Gorbach, H.S. Eden, S.M. Brady, J.C. Reynolds, J.A. Yanovski: *Adiposity and human regional body temperature*, American Journal of Clinical Nutrition, vol. 90(5), 2009, s. 1124–1131.
- [59] Polski Komitet Normalizacyjny: PN-EN ISO 80601-2-56:2013-04 – wersja angielska, Katalog Polskich Norm [dostęp 2014-04-18].
- [60] Polski Komitet Normalizacyjny: PN-EN ISO 80601-2-59:2010 – wersja angielska, Katalog Polskich Norm [dostęp 2014-04-18].
- [61] Informacja prasowa Międzynarodowej Organizacji Normalizacyjnej: *ISO report on use of fever screening equipment is new tool in pandemic preparedness*, 2009, [dostęp: 2014-04-18: <http://www.iso.org/iso/news.htm?refid=Ref1224>].
- [62] E.F. Ring, H. McEvoy, A. Jung, J. Zuber, G. Machin: *New standards for devices used for the measurement of human body temperature*, Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 34(4), 2010, s. 249–253.
- [63] ASTM E1213-97(2009) Standard Test Method for Minimum Resolvable Temperature Difference for Thermal Imaging Systems, 2009.
- [64] ASTM E1311-89(2004) Standard Test Method for Minimum Detectable Temperature Difference for Thermal Imaging Systems, 2004.
- [65] ASTM E1543-00(2006) Standard Test Method for Noise Equivalent Temperature Difference of Thermal Imaging Systems, 2006.
- [66] ASTM E1256-95(2007) Standard Test Methods for Radiation Thermometers (Single Waveband Type), 2007.
- [67] ASTM E1862-97(2002)e1 Standard Test Methods for Measuring and Compensating for Reflected Temperature Using Infrared Imaging Radiometers, 2002.
- [68] ASTM E1933-99a(2005)e1 Standard Test Methods for Measuring and Compensating for Emissivity Using Infrared Imaging Radiometers, 2005.

otrzymano / submitted: 18.02.2014r.
wersja poprawiona / revised version: 18.03.2014r.
zaakceptowano / accepted: 25.03.2014r.