

Metoda pomiaru temperatury ciała człowieka za pomocą kamery termowizyjnej

Tomasz Sosnowski, Mariusz Kastek, Krzysztof Sawicki, Grzegorz Bieszczad, Sławomir Gogler, Tadeusz Piątkowski

Wojskowa Akademia Techniczna, Instytut Optoelektroniki, ul. gen. Sylwestra Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa

Streszczenie: Pomiar i monitorowanie parametrów fizjologicznych człowieka odgrywają ważną rolę w wielu zastosowaniach takich jak opieka zdrowotna, trening sportowy oraz zapobieganie rozprzestrzenianiu chorób. Dynamiczne zmiany parametrów fizjologicznych mogą ujawnić nie tylko zmiany stanu fizjologicznego i funkcji pacjenta, a także posłużyć do oceny stanu aktywności człowieka, jego wydolności oraz zmęczenia. Do najważniejszych parametrów fizjologicznych człowieka służących do oceny jego podstawowych funkcji życiowych, obok częstości skurczów serca, ciśnienia tętniczego, częstotliwości oddychania, należy temperatura ciała. W praktyce medycznej stosuje się różne rodzaje przyrządów pomiarowych służących do pomiaru temperatury takich jak: termometr cieczowy, termometr elektroniczny, bezdotykowe termometry douszne, bezdotykowe termometry czołowe. Termometry cieczowe i elektroniczne wymagają podłączenia do człowieka odpowiednich czujników, co może być niepożądane lub niemożliwe jak np. u noworodków lub podczas treningu sportowego. Bezdotykowe termometry działają na niewielkie odległości i często wymuszają określoną pozycję człowieka w trakcie pomiaru. Ponadto powyższe techniki pomiaru temperatury ciała wymagają bezpośredniego nadzoru personelu medycznego, co często powoduje obniżenie skuteczności i wydajność przesiewowego pomiaru temperatury. W przesiewowych pomiarach temperatury dużej liczby ludzi, w szczególności przemieszczających się dobrze sprawdza się pomiarowa kamera termowizyjna. W artykule została przedstawiona metoda pomiaru temperatury człowieka za pomocą kamery termowizyjnej. Zaprezentowana metoda charakteryzuje się z dużą dokładnością pomiaru temperatury, która umożliwi medyczne wykorzystanie uzyskanych pomiarów. Metoda pomiaru została przetestowana na stanowisku pomiarowym oraz dla wybranej próby testowej ludzi. Przeprowadzone pomiary i testy potwierdziły możliwość uzyskania dokładności pomiaru temperatury o niepewności rozszerzonej poniżej 0,05 K przy rozdzielczości poniżej 0,1 K.

Słowa kluczowe: kamera termowizyjna, zdalny pomiar temperatury, pomiar temperatury ciała człowieka

1. Wprowadzenie

Rozwój technologiczny w dziedzinie podczerwieni i termowizji spowodował, że kamery termowizyjne znajdują zastosowanie w bardzo wielu dziedzinach w takich jak sprzęt wojskowy [1], policyjny, w medycynie, w badaniach naukowych, a także w bezzałogowych statkach powietrznych [2], motoryzacji, sys-

temach alarmowych, systemach nadzoru produkcji. Jednym z częstych zastosowań medycznych kamery termowizyjnej jest pomiar temperatury ciała człowieka.

Pomiar i monitorowanie parametrów fizjologicznych człowieka odgrywa ważną rolę w wielu zastosowaniach takich jak opieka zdrowotna, badania psycho-fizjologiczne (np. poligraf), trening sportowy oraz badania nad skutecznością terapii i nad rozprzestrzenianiem chorób. Dynamiczne zmiany parametrów fizjologicznych mogą ujawnić zmiany stanu fizjologicznego i funkcji pacjenta. Oprócz stanu zdrowotnego mogą posłużyć do oceny stanu aktywności człowieka, jego wydolności oraz zmęczenia. Do najważniejszych parametrów fizjologicznych człowieka służących do oceny jego podstawowych funkcji życiowych, obok częstości skurczów serca, ciśnienia tętniczego i częstotliwości oddychania, należy temperatura ciała.

W związku z tym, że ciepło jest wydzielane i pochłaniane przez wszystkie tkanki i organy ciała człowieka to war-

Autor korespondujący:

Tomasz Sosnowski, tomasz.sosnowski@wat.edu.pl

Artykuł recenzowany

nadesłany 28.12.2023 r., przyjęty do druku 22.04.2024 r.



Zezwala się na korzystanie z artykułu na warunkach licencji Creative Commons Uznanie autorstwa 3.0

tość temperatury wewnętrznej ciała ludzkiego cechuje się niejednorodnym rozkładem przestrzennym. Generalnie za wewnętrzną temperaturę ciała uznaje się temperaturę organów odpowiedzialnych za dystrybucję krwi w mózgu, klatce piersiowej i jamie brzusznej. Dokładny pomiar temperatury wewnętrznej jest możliwy tylko za wykorzystaniem inwazyjnych metod, poprzez umieszczenie elementu pomiarowego w organach wewnętrznych takich jak: przelyk, tętnica płucna, pęcherz moczowy. Jednak przeprowadzenie pomiaru temperatury w organach wewnętrznych jest trudne i niepraktyczne. Ponadto wysoka dokładność pomiaru temperatury wewnętrznej jest niezbędna jedynie w przypadku krytycznie chorych pacjentów. W wielu przypadkach pomiar temperatury można przeprowadzić nieinwazyjnie, w łatwiej dostępnych miejscach, których temperatura najlepiej zbliżona do temperatury wewnętrznej. Do takich miejsc należą: odbyt, jama ustna, dół pachowy, tętnica skroniowa (na czole lub skroni), zewnętrzny kanał słuchowy.

W praktyce medycznej stosuje się różne rodzaje przyrządów pomiarowych służących do pomiaru temperatury takich jak: termometr cieczowy, termometr elektroniczny, bezdotykowe termometry douszne, bezdotykowe termometry czołowe. Termometry cieczowe i elektroniczne wymagają podłączenia do człowieka odpowiednich czujników. Jednak przymocowanie czujników do człowieka może być niepożądane lub niemożliwe, jak np. u noworodków, podczas treningu sportowego lub badań dużej liczby poruszających się osób. Bezdotykowe termometry działają na niewielkie odległości i często wymuszają określoną pozycję człowieka w trakcie pomiaru. Zwiększenie odległości powoduje trudności z utrzymaniem punktu pomiarowego w wymaganym miejscu jak czoło, skroń czy ucho. Ponadto powyższe techniki pomiaru temperatury ciała wymagają bezpośredniego nadzoru personelu medycznego, co często skutkuje obniżeniem skuteczności i wydajności pomiaru temperatury. Powoduje to, że za pomocą powyższych metod praktycznie niemożliwy jest przesiewowy pomiar temperatury wielu ludzi, szczególnie w trakcie ruchu. W pomiarach temperatury obiektów poruszających się dobrze sprawdza się pomiarowa kamera termowizyjna.

2. Metoda pomiaru temperatury

2.1. Pomiar za pomocą kamery termowizyjnej

W pomiarach temperatury obiektów poruszających się, dobrze sprawdza się pomiarowa kamera termowizyjna. Pomiarowa kamera termowizyjna rejestruje rozkład promieniowania podczerwonego pochodzącego od obserwowanych obiektów i na tej podstawie oblicza rozkład temperatury. Kamery termowizyjne z natury mierzą natężenie napromienienia, a nie temperaturę. Oprogramowanie kamery oblicza temperaturę na podstawie znanej emisyjności obiektu docelowego. W rzeczywistości pomiar temperatury za pomocą kamery termowizyjnej wymaga uwzględnienia wielu, często nieoczywistych parametrów mierzonej sytuacji i jest przez to procesem złożonym i trudnym. Mimo że konstrukcja i oprogramowanie współczesnych pomiarowych kamer termowizyjnych spowodowały znaczne ułatwienie posługiwania się nimi to, aby uzyskać dokładne, rzetelne wyniki użytkownik musi znać i rozumieć podstawy termografii, propagacji promieniowania podczerwonego, układów optycznych i metody kalibracji. Często także musi mieć znaczne doświadczenie w pomiarach termowizyjnych. Ponadto kamery termowizyjne mierzą bezwzględną temperaturę z dokładnością rzędu ± 2 °C. Powyższe uwarunkowania pomiarów termowizyjnych powodują, że pomiar temperatury ciała ludzkiego jest trudny oraz obciążony jest dużym błędem pomiarowym.

Na pomiar temperatury skóry człowieka T_s wpływ ma bardzo wiele czynników. Do najważniejszych czynników należy zaliczyć:

- emisyjność skóry ε_s ,

- temperaturę otoczenia T_o ,
- transmisję atmosfery τ_a ,
- temperaturę atmosfery T_a .

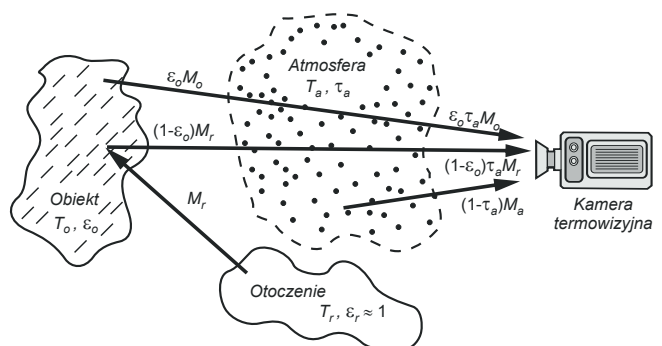
Już przy tak niewielkiej liczbie parametrów i założeniu, że obiekty sceny termalnej mają egzytancję $M(T)$ ciała doskonale czarnego o temperaturze T , to uproszczony wzór określający wartość natężenie promieniowania docierającego do kamery ma postać:

$$M_{tot} = \varepsilon_s \tau_a M(T_s) + (1 - \varepsilon_s) \tau_a M(T_o) + (1 - \tau_a) M(T_a). \quad (1)$$

Praktyczne zastosowanie uproszczonego modelu sytuacji pomiarowej nie umożliwia uzyskania wymaganej dokładności pomiaru temperatury i jednocześnie ujawnia złożoność problemu pomiarowego. W celu zapewnienia dokładności pomiaru temperatury poruszających się osób za pomocą kamery termowizyjnej na poziomie pozwalającym na zastosowania medyczne, wymagane jest opracowanie nowego modelu pomiarowego i nowej metody pomiarowej uwzględniającej złożoność zjawisk zachodzących w sytuacji pomiarowej.

2.2. Radiacyjny model kamery pomiarowej

Do kamery termowizyjnej dociera promieniowanie z wielu źródeł i uwzględnienie ich wszystkich (źródeł zakłócających) w algorytmie wyznaczania temperatury jest niemożliwe i często niecelowe. W urządzeniach termograficznych najczęściej przyjmuje się, że do kamery dociera promieniowanie podczerwone ze źródeł przedstawionych na rys. 1.



Rys. 1. Źródła promieniowania podczerwonego w pomiarach termograficznych przyjmowane w algorytmie wyznaczenia temperatury

Fig. 1. Infrared radiation sources in thermographic measurements adopted in the temperature determination algorithm

Zgodnie z oznaczeniami na rys. 1 są trzy składniki mocy promieniowania docierające do obiektywu kamery:

- promieniowanie obiektu,
- promieniowanie otoczenia odbite od obiektu,
- promieniowanie atmosfery.

Podstawowym parametrem mającym bardzo duży wpływ na pracę kamery, w szczególności z niechłodzoną matrycą detektorów, jest temperatura wewnętrzna kamery, jej elementów „widzianych” przez detektor. We wnętrzu kamery termowizyjnej pomiędzy detektorem i wszystkimi powierzchniami otaczającymi detektor następuje wymiana energii – przenoszenie strumienia energii zgodnie z podstawowym prawem radiometrii (ang. *fundamental law of radiometry*) [3–10].

W celu zdalnego pomiaru temperatury obiektu za pomocą kamery termowizyjnej został opracowany model kamery termowizyjnej uwzględniający zasadnicze parametry mające wpływ na dokładność pomiaru. W opracowanym modelu kamery termowizyjnej przyjęto, że zawiera ona obiektyw L , powierzchnię obu-

dowy kamery H i matrycę detektorów podczerwieni D . Model pozwala na oszacowanie wielkości mocy promieniowania emitowanego przez ww. powierzchnie i padającego na każdy z detektorów matrycy. Wyznaczenie mocy promieniowania padającego na detektor jest możliwe poprzez określenie radiacyjnej wymiany ciepła między powierzchnią detektora a powierzchniami okna wejściowego i przesłony.

W modelu wpływ elementów „widzianych” przez detektor uwzględniono za pomocą współczynnika konfiguracji (ang. *view factor, configuration factor*) dla każdego przypadku. W związku z tym, całkowita moc promieniowania (strumień energetyczny) $\Phi_{tot\lambda}$ docierająca do detektora w analizowanym modelu jest opisana wzorem (2) uwzględniającym promieniowanie padające na detektor, które pochodzi z obserwowanej sceny i innych elementów kamery:

$$\begin{aligned} \Phi_{tot\lambda} = & A_D F_{dD-L} \tau_{L\lambda} \tau_{W\lambda} \varepsilon_{o\lambda} \tau_{a\lambda} M_\lambda(T_o) + \\ & + A_D F_{dD-L} \tau_{L\lambda} \tau_{W\lambda} (1 - \varepsilon_{o\lambda}) \tau_{a\lambda} M_\lambda(T_r) + \\ & + A_D F_{dD-L} \tau_{L\lambda} \tau_{W\lambda} (1 - \tau_{a\lambda}) M_\lambda(T_a) + \\ & + A_D F_{dD-H} \varepsilon_{H\lambda} M_\lambda(T_H) \end{aligned} \quad (2)$$

gdzie: F_{dD-L} – współczynnik konfiguracji określający wymianę energii między powierzchnią detektora dD a obiektywem L , F_{dD-H} – współczynnik konfiguracji określający wymianę energii między powierzchnią detektora dD a obudową kamery H , A_D – pole powierzchni detektora matrycy, ε_o – emisyjność obiektu, τ_a – współczynnik przepuszczalności atmosfery, T_o – temperatura obiektu, T_a – temperatura atmosfery, T_H – temperatura obudowy. Temperatura źródeł w otoczeniu obiektu wynosi T_r , przy czym całe otoczenie traktujemy jako ciało doskonale czarne o temperaturze T_r .

Matrycowy detektor podczerwieni odbiera promieniowanie w paśmie $\lambda \in \langle \lambda_1, \lambda_2 \rangle$ i charakteryzuje się czułością napięciową $R_v(\lambda)$ określoną wzorem:

$$R_{v\lambda} = \frac{V_s}{\Phi_{e\lambda}}, \quad (3)$$

gdzie V_s jest sygnałem napięciowym wywołanym strumieniem promieniowania $\Phi_e(\lambda)$. Sygnał napięcia detektora w zależności od wymuszenia można zapisać za pomocą wzoru:

$$\begin{aligned} U_D(T) = & A_D F_{dD-X} \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} R_{v\lambda} M_\lambda(T) d\lambda \\ = & A_D F_{dD-X} U_D^*(T). \end{aligned} \quad (4)$$

Wówczas wzór (2) przyjmuje postać:

$$\begin{aligned} U_{tot} = & A_D F_{dD-L} \cdot \tau_L \varepsilon_o U_D^*(T_o) + \\ & + A_D F_{dD-L} \cdot \tau_L (1 - \varepsilon_o) U_D^*(T_r) + \\ & + A_D F_{dD-L} (1 - \tau_a) U_D^*(T_a) + \\ & + A_D F_{dD-H} \cdot \varepsilon_H U_D^*(T_H). \end{aligned} \quad (5)$$

Ze wzoru (4) wynika, że wartość napięcia detektora U_D^* jest wyznaczana przez całkowanie iloczynu czułości widmowej detektora oraz egzytancji widmowej. Na podstawie tego wzoru jest bardzo trudne jest wyznaczenie temperatury T , na podstawie znanego napięcia U_D^* . W związku z tym w modelach stosuje się aproksymację napięcia detektora. W literaturze stosuje się wiele funkcji do aproksymacji [11], z których najczęściej stosowane są aproksymacja metodą Sakuma-Hattori [12], metodą RBF [13–16] oraz metodą RBFO [17].

W prezentowanych badaniach zastosowano metodę RBFO [17], którą uznano za najlepszą w tym zastosowaniu.

W związku z tym, w celu określenia wartości napięcia detektora U_D^* w funkcji temperatury T obserwowanych obiektów dla zakresu widmowego zastosowano funkcję aproksymującą opartą na prawie Plancka [17]:

$$U_D^*(T) = \frac{R}{e^{\frac{B}{T}} - F} + O, \quad (6)$$

gdzie R , B , F , O są stałymi wyznaczanymi na etapie kalibracji kamery. Dla powyższych założeń wzór (5) można napisać w postaci:

$$\begin{aligned} U_{tot} = & A_D F_{dD-L} \cdot \tau_L \varepsilon_o \left(\frac{R}{e^{\frac{B}{T_o}} - F} + O \right) + \\ & + A_D F_{dD-L} \cdot \tau_L (1 - \varepsilon_o) \left(\frac{R}{e^{\frac{B}{T_r}} - F} + O \right) + \\ & + A_D F_{dD-L} \cdot \tau_L (1 - \tau_a) \left(\frac{R}{e^{\frac{B}{T_a}} - F} + O \right) + \\ & + A_D F_{dD-H} \cdot \varepsilon_H \left(\frac{R}{e^{\frac{B}{T_H}} - F} + O \right). \end{aligned} \quad (7)$$

W celu wyznaczenia temperatury obserwowanego obiektu należy przekształcić wzór (7) do postaci:

$$T_o = B \left\{ \ln \left[\frac{R}{\frac{U_{tot} - U_Z}{A_D F_{dD-L} \cdot \tau_L \varepsilon_o} - O} + F \right] \right\}^{-1} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} U_Z = & A_D F_{dD-L} \cdot \tau_L \varepsilon_o \left(\frac{R}{e^{\frac{B}{T_r}} - F} + O \right) + \\ & + A_D F_{dD-L} \cdot \tau_L (1 - \tau_a) \left(\frac{R}{e^{\frac{B}{T_a}} - F} + O \right) + \end{aligned} \quad (9)$$

gdzie:

$$+ A_D F_{dD-H} \cdot \varepsilon_H \left(\frac{R}{e^{\frac{B}{T_H}} - F} + O \right).$$

W czasie pomiaru temperatury obiektu zgodnie ze wzorem (8) wyznacza się wartość napięcia dla bolometru za pomocą funkcji aproksymującej (7). Skorzystanie z funkcji aproksymującej wymaga wartości jej parametrów R , B , F i O . W celu wyznaczenia wartości tych parametrów należy przeprowadzić tzw. kalibrację radiometryczną [18]. Kalibracja radiometryczna polega na zmierzeniu wartości napięcia U_{tot} detektora dla różnych wartości temperatury obiektu T_o , temperatury obudowy T_H . Mierzony obiekt powinien być ciałem doskonale czarnym o wysokiej emisyjności, zaś kamera powinna być umieszczona w komorze klimatycznej umożliwiającej kontrolowane ustawianie temperatury T_H . W czasie pomiarów uzyskujemy K punktów pomiarowych złożonych z wartości napięcia U_k i odpowiadającym im temperaturom T_{ok} , T_{Hk} . W tym przypadku najbardziej interesujące jest zachowanie ogólnego charakteru krzywej (funkcji aproksymującej), która najlepiej przybliży zmierzone punktu pomiarowe. Do tego zada-

nia wykorzystywana jest optymalizacja metodą najmniejszych kwadratów. Obliczenia niezbędne do wyznaczenia parametrów R , B , F i O metodą najmniejszych kwadratów zostały wykonane za pomocą cyfrowych metod przetwarzania danych.

Pomiar temperatury obiektu za pomocą kamery termowizyjnej zależy od bardzo wielu czynników i parametrów. Większość tych czynników zmienia się w czasie i jest trudna lub niemożliwa do kontrolowania. Do takich czynników i parametrów należą emisyjność obiektu, temperatura otoczenia, temperatura wnętrza kamery, temperatura układu optycznego, transmisja atmosfery, intensywność oświetlenia (promieniowania) padającego na badany obiekt (np. promieniowanie słoneczne).

Jednym ze sposobów poprawienia dokładności pomiaru temperatury jest korekcja nieznanej, mierzonej wartości temperatury obiektu za pomocą rejestracji promieniowania z ciał czarnych o znanej temperaturze. W związku z tym, w opracowanym systemie zastosowano zestaw wzorców temperatury złożony z dwóch ciał doskonale czarnych (numerowanych jako 1 i 2), dla których ustawiono wartość temperatury odpowiednio T_{BB_1} i T_{BB_2} . Ciała czarne i obiekt są widoczne na tym samym obrazie termowizyjnym.

Pierwszą czynnością korekcji wartości temperatury T_o jest wyznaczenie (zmierzenie) przez kamerę wartości temperatury dla ciała czarnego nr 1 i 2, odpowiednio \bar{T}_{bb1} i \bar{T}_{bb2} . Temperatura ciała czarnego jest wyznaczana jako średnia arytmetyczna z wartości temperatury wszystkich pikseli obrazu na których jest widoczne to ciało ($T_{bb1_{ij}}$ i $T_{bb2_{ij}}$) zgodnie ze wzorem:

$$\bar{T}_{bbX} = \frac{1}{N_X M_X} \sum_{i=n_X}^{n_X+N_X} \sum_{j=m_X}^{m_X+M_X} T_{bbX_{ij}}, \quad (10)$$

gdzie: $T_{bbX_{ij}}$ – wartość temperatury ciała czarnego nr X w pikselu o współrzędnych (i, j) obliczone za pomocą wzoru (8), \bar{T}_{bbX} – wyznaczona wartość temperatury dla ciała czarnego nr X, (m_X, n_X) – współrzędne narożnika obrazu termowizyjnego ciała czarnego, M_X, N_X – wymiary obrazu w pikselach.

Zasadniczo moc promieniowania emitowanego przez ciało jest zależna od jego temperatury podniesionej do czwartej potęgi. Jednak w przypadku niewielkiej różnicy rozpatrywanych wartości temperatury można teoretyczne zależności przybliżyć funkcją liniową. Wówczas wyznaczenie skorygowanej temperatury można wyznaczyć za pomocą wzoru:

$$T_o^* = \frac{T_{BB_2} - T_{BB_1}}{\bar{T}_{bb_2} - \bar{T}_{bb_1}} \cdot (T_o - \bar{T}_{bb_1}) + T_{BB_1}. \quad (11)$$

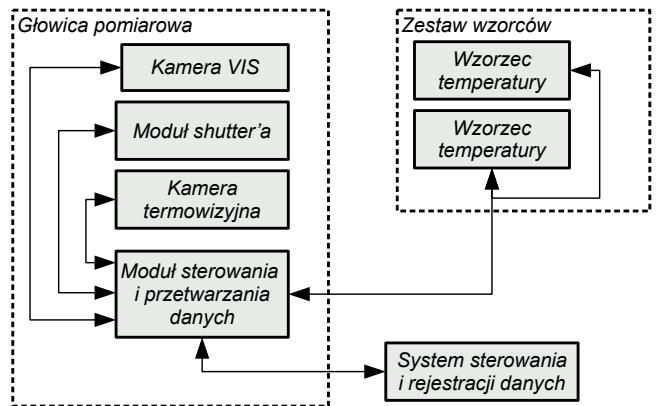
3. Budowa systemu pomiarowego

Zdalny pomiar temperatury za pomocą kamery termowizyjnej jest realizowany na podstawie rejestracji rozkładu promieniowania podczerwonego pochodzącego od skóry obserwowanych ludzi. Na pomiar temperatury skóry człowieka wpływ ma bardzo wiele czynników. Oprogramowanie w głowicy pomiarowej oblicza rozkład temperatur skóry obserwowanych ludzi na podstawie znanej emisyjności skóry człowieka, temperatury otoczenia, po uwzględnieniu danych kalibracyjnych oraz takich parametrów jak transmisja i temperatura układu optycznego, temperatura zewnętrzna, temperatura kamery i detektora z uwzględnieniem samonagrzewania. W celu podwyższenia dokładności pomiaru temperatury na podstawie analizy danych termograficznych w zespole został zastosowany zestaw wzorców temperatury, który jest umieszczony w polu widzenia kamery termowizyjnej. Wynika z tego, że w celu skutecznego, zdalnego pomiaru temperatury skóry człowieka z zastosowaniem kamery

termowizyjnej system pomiarowy musi składać się z takich podstawowych elementów jak:

- kamera termowizyjna,
- moduł shutter'a,
- kamera VIS (działająca w zakresie światła widzialnego),
- modułu sterowania i przetwarzania danych,
- zestaw wzorców temperatury.

Na rys. 2 został przedstawiony ogólny schemat blokowy zespołu do zdalnego pomiaru temperatury skóry człowieka z zastosowaniem kamery termowizyjnej.



Rys. 2. Schemat blokowy zespołu do zdalnego pomiaru temperatury z zastosowaniem kamery termowizyjnej

Fig. 2. Block diagram of the remote temperature measurement unit using a thermal imaging camera

Kamera termowizyjna przesyła obraz termowizyjny w postaci ciągu danych zawierających temperaturę obserwowanych obiektów. W celu wyznaczenia wartości temperatury moduł sterowania i przetwarzania danych wykonuje obliczenia na podstawie danych dotyczących odpowiedniego piksela oraz współczynników temperaturowych. Współczynniki niezbędne do obliczenia temperatury piksela są przesyłane do modułu sterowania i przetwarzania danych w metadanych związanych z ramką obrazu.

Jedną z najważniejszych czynności realizowaną w zespole zdalnego pomiaru temperatury jest autokalibracja, która umożliwia ustalenie parametrów przetwarzania danych dla bieżącego stanu kamery. W tym celu zamykana jest przesłona i moduł kamery rejestruje obraz, odczytuje dane z czujników (np. temperatury wewnętrznej) i wartości parametrów.

Na podstawie zebranych danych kamera termowizyjna wyznacza dla każdego detektora matrycy wartości radiometryczne w zależności do padającego promieniowania i gromadzi je w tablicy danych. Ponadto kamera wyznacza zbiór współczynników i parametrów niezbędnych do obliczenia temperatury na podstawie danych radiometrycznych odczytanych z detektora.

Po wykonaniu wymienionych czynności kamera termowizyjna wysyła do modułu sterowania i przetwarzania danych obraz termowizyjny zawierający zebrane dane radiometryczne i zbiór współczynników.

3.1. Kamera VIS

W systemie została zastosowana kamera VIS działająca w zakresie światła widzialnego. Pełni ona w systemie dwie funkcje. Pierwszą funkcją jest rejestracja obrazu człowieka, któremu mierzona jest temperatura w celu umożliwienia identyfikacji pomiaru. Drugą funkcją kamery VIS jest podwyższenie wiarygodności pomiaru temperatury człowieka. W pierwszej kolejności za pomocą kamery VIS są precyzyjnie wyznaczone rejony wiarygodnego pomiaru temperatury: na czole oraz w kąciach oczu [19, 20]. W drugiej kolejności system określa, czy wyznaczone obszary pomiarowe nie są zasło-

nięte np. przez włosy lub przez okulary. W ten sposób system w sposób automatyczny ocenia jakość realizowanego pomiaru. Dzięki temu może znacząco zostać zwiększona wydajność i skuteczność przesiewowego pomiaru temperatury ludzi.

3.2. Kamera termowizyjna

Najważniejszym elementem systemu pomiarowego jest moduł kamery termowizyjnej. Jego podstawowym zadaniem jest rejestracja promieniowania podczerwonego oraz innych parametrów otoczenia kamery w celu wyznaczenia temperatury skóry człowieka z jak największą dokładnością. W związku z tym moduł kamery termowizyjnej współpracuje ze wszystkimi elementami systemu. W celu zapewnienia precyzyjnego pomiaru temperatury moduł kamery termowizyjnej spełnia następujące podstawowe wymagania i parametry:

- rozdzielczość: 640×480 ,
- wielkość pojedynczego detektora: 17 μm ,
- liczba obrazów (ang. *frame rate*): 25 Hz,
- zakres pomiaru temperatury: 28–42 °C,
- rozdzielczość pomiaru temperatury: $\leq 0,08$ °C.

Na jakość działania kamery oraz dokładność pomiaru temperatury ma wpływ bardzo wiele parametrów kamery i zastosowanego detektora, a od jej budowy w znacznej mierze zależy funkcjonalność i dokładność systemu pomiarowego [8–10, 18, 20–25]. W związku z tym podczas wyznaczania temperatury na podstawie pomiaru promieniowania za pomocą kamery termowizyjnej należy uwzględnić dużą liczbę zjawisk fizycznych takich jak szum źródeł zasilania, szum układów detekcyjnych, temperatura detektorów, temperatura otoczenia, szybkość i sposób przetwarzania danych cyfrowych, parametry przetwarzania analogowo-cyfrowego (np. szum kwantyzacji).

Kamera termowizyjna wysyła ramki obrazowe zawierające informację o zmierzonej temperaturze obiektu (dane radiacyjne). Z tablicą danych obrazowych (radiacyjnych) są przesyłane metadane w szczególności dotyczące parametrów (współczynników) umożliwiających obliczenie temperatury dla każdego piksela (detektora).

3.3. Obiektyw

Bardzo ważnym elementem pomiarowej kamery termowizyjnej jest obiektyw dla zakresu dalekiej podczerwieni (LWIR). Od parametrów zastosowanego obiektywu zależy kąt pola widzenia kamery FOV oraz elementarny kąt pola widzenia IFOV. Od tych parametrów zależy liczba pikseli obrazu termowizyjnego składającego się na obraz twarzy z danej odległości. Parametr ten jest bardzo istotny w kontekście pomiaru temperatury ciała człowieka. Odpowiednia liczba pikseli obrazowych pozwala na skuteczniejsze wykrycie twarzy człowieka [19, 20]. Ponadto pomiar temperatury ciała na podstawie temperatury skóry w niektórych obszarach twarzy jest bardziej wiarygodny. Zwiększenie kąta pola widzenia lub zwiększenie odległości do mierzonego człowieka powoduje zmniejszenie liczby pikseli zobrazowania twarzy co w konsekwencji powoduje zmniejszenie dokładności pomiaru temperatury. Z tego powodu należy stosować obiektyw dostosowany do danej sytuacji pomiarowej.

W celu zapewnienia warunków optyczno-mechanicznych spełniających założenia pracy systemu do pomiaru temperatury skóry człowieka zastosowano obiektyw o ogniskowej 19 mm. Podstawowe parametry obiektywu zostały zamieszczone w tabeli 1.

3.4. Zestaw wzorców temperatury

W celu podwyższenia dokładności pomiaru temperatury na podstawie analizy danych termograficznych w systemie został zastosowany zestaw wzorców promieniowania. Zestaw wzorców promieniowania jest złożony z dwóch ciał czarnych o kontrolowanej temperaturze i ustalonej emisyjności. Zestaw wzorców został skonstruowany na bazie opracowanych i wykonanych

Tab. 1. Parametry obiektywu zastosowanego w module kamery termowizyjnej

Tab. 1. Parameters of the lens used in the thermal camera module

Nazwa parametru	Wartość
Zakres widmowy	8–14 μm
Ogniskowa	19 mm
Pole widzenia dla $640 \times 480 @ 17 \mu\text{m}$	$32^\circ \times 24^\circ$
F – number (liczba otworowa)	F/1.0
Transmisja	> 94 %
Zakres temperatury pracy	-40 °C do 80 °C

w IOE WAT wysokostabilnych ciał doskonale czarnych wyposażonych w układy stabilizacji temperatury oraz interfejsy komunikacyjny i sterowania.

3.5. Moduł shutter'a

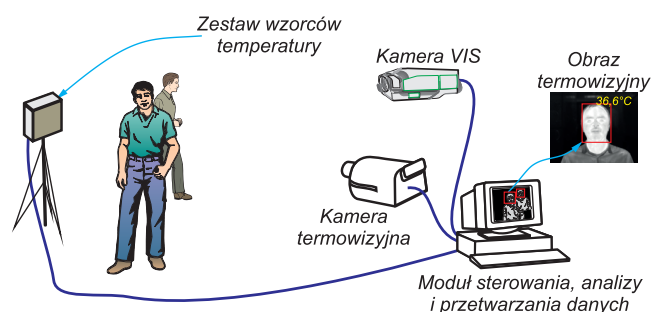
Moduł shutter'a służy do kalibracji modułu kamery termowizyjnej. W tym celu moduł przesłania pole widzenia kamery termowizyjnej za pomocą wzorcowej powierzchni o kontrolowanej temperaturze i wysokiej emisyjności. Na podstawie zarejestrowanych przez kamerę danych dla wzorcowej powierzchni dokonywana jest kalibracja i korekcja parametrów modułu kamery. W związku z pełnionymi zadaniami moduł shutter'a cechuje się równomiernym rozkładem temperatury powierzchni wzorcowej oraz umożliwia ustawianie i monitorowanie temperatury powierzchni wzorcowej.

4. Stanowisko badawcze

W celu sprawdzenia dokładności zdalnych pomiarów temperatury za pomocą kamery termowizyjnej z zaimplementowaną metodą wyznaczania temperatury przeprowadzono badania kamery w kontrolowanych warunkach. Do przeprowadzenia badań, testowania i obiektywnej oceny dokładności kamery termowizyjnej wykorzystano bazę laboratoryjną i badawczą istniejącą w Instytucie Optoelektroniki WAT. Pozwoliło to na pomiar i kontrolę parametrów oraz wyznaczenie i analizę ich charakterystyk i zależności. W związku z tym zastosowano stanowisko pomiarowe do wyznaczenia parametrów oraz kalibracji badanej kamery termowizyjnej składające się z takich podstawowych elementów jak:

- zestaw ciał doskonale czarnych o ustawianych temperaturach,
- komora klimatyczna,
- oprogramowanie przechwytyjące dane,
- oprogramowanie do analizy i przetwarzania danych,
- komputer z oprogramowaniem sterującym.

Sytuację, w której testowano system do pomiaru do zdalnego pomiaru temperatury ciała przedstawiono schematycznie na rys. 3.



Rys. 3. Schemat przykładowej sytuacji pomiarowej
Fig. 3. Schematic of an example measurement situation

Zasadniczym składnikiem stanowiska do pomiaru parametrów kamer termowizyjnych jest oprogramowanie sterujące. Dane termograficzne z kamery termowizyjnej są rejestrowane z zastosowaniem interfejsu Ethernet oraz stosu sieciowego IP. Zastosowanie tego interfejsu umożliwia przesyłanie danych do komputera bez konieczności użycia dodatkowego sprzętu. Dodatkowo za pomocą komputera jest realizowane ustawianie parametrów ciał czarnych oraz sterowanie komorą klimatyczną.

Jednym z najważniejszych czynników wpływających na działanie kamery termowizyjnej jest temperatura otoczenia. W celu przeprowadzenia analizy mierzonych i wyznaczanych parametrów kamery termowizyjnej w funkcji temperatury otoczenia stanowisko pomiarowe wyposażono w komorę klimatyczną SH-661 firmy ESPEC. Podstawowe parametry komory zostały zamieszczone w tabeli 2.

Niezbędnym elementem składowym stanowiska do testowania dokładności pomiaru temperatury za pomocą kamery termowizyjnej są powierzchniowe techniczne ciała doskonale czarne. Zadaniem ciał czarnych jest generowanie stabilnego i równomiernego promieniowania podczerwonego przy zadanej temperaturze promiennika. Zastosowane ciała doskonale czarne cechują się wysokim współczynnikiem emisyjności

Tab. 2. Podstawowe parametry komory klimatycznej SH-661 firmy ESPEC

Tab. 2. Basic parameters of the SH-661 climate chamber made by ESPEC

Parametr	Wartość
Zakres temperatury	-60 °C do +150 °C
Kontrola wilgotności	30-95 % rh
Wymiary wewnętrzne	400 × 400 × 400 mm
Interfejs komunikacyjny	RS-485

Tab. 3. Podstawowe parametry technicznych ciała doskonale czarnego opracowanych i wykonanych w IOE WAT

Tab. 3. Basic parameters of a technical blackbody developed and made at the IOE MUT

Parametr	Wartość
Wymiary powierzchni ciała doskonale czarnego	62 × 62 mm
Średnia emisyjność kierunkowa	0,985 pod kątem 20°
Średnia emisyjność kierunkowa	0,973 pod kątem 60°
Dokładność ustawienia temperatury	0,01 °C

($\epsilon \geq 0,96$) i bardzo dobrą stabilnością zadanej temperatury. Na stanowisku zastosowano zestaw czterech ciał doskonale czarnych, opracowanych i wykonanych w Instytucie Optoelektroniki WAT, każde o ustawionej innej temperaturze. W tabeli 3 zostały umieszczone wybrane parametry ciał doskonale czarnych zastosowanych w systemie.

5. Wyniki pomiaru

Opracowana pomiarowa kamera termowizyjna z zaimplementowanym algorytmem wyznaczania temperatury z uwzględnieniem zmian temperatury otoczenia oraz korygowania pomiaru na bazie ciał czarnych został przetestowany na podstawie testowej sesji pomiarowej. W czasie testów przeprowadzono rejestrację sceny z ludźmi, których temperaturę zmierzono w obecności ciał czarnych stanowiących referencyjne źródła odniesienia. Sytuacja pomiarowa została przedstawiona na rysunkach 4 i 5. W czasie sesji testów przetestowano osiem osób.

Temperaturę człowieka mierzone w trzech punktach pomiarowych. Miejsca pomiarowe, w których mierzono temperaturę człowieka, zostały zaznaczone prostokątami w kolorach zielonym, fioletowym i pomarańczowym. Pierwszy pomiar został przeprowadzony dla obszaru na czole, oznaczonego na rys. 5 oznaczony kolorem zielonym. Dwa kolejne punkty pomiaru to kącik oka lewego i prawego oznaczone na rys. 5 odpowiednio kolorem pomarańczowym i fioletowym. Na rysunku 5 kolorami czerwonym i niebieskim zaznaczono miejsca stanowiące referencyjne źródła odniesienia o temperaturze ustawianej przez kamerę.

W wyniku realizacji testowej sesji pomiarów została wyznaczona niepewność pomiaru temperatury za pomocą opracowanej kamery termowizyjnej [26]. Jako „rzeczywistą” wartość temperatury człowieka przyjęto wartość temperatury zmierzoną za pomocą pomiaru termometrem medycznym. Wówczas błąd bezwzględny pomiaru został określony za pomocą wzoru [26, 27]:

$$\Delta T = T_D - T_{SS}, \quad (12)$$

gdzie: T_D – wartość temperatury zmierzona za pomocą kamery termowizyjnej, T_{SS} – wartość „rzeczywistą” temperatury człowieka zmierzona za pomocą termometru medycznego.

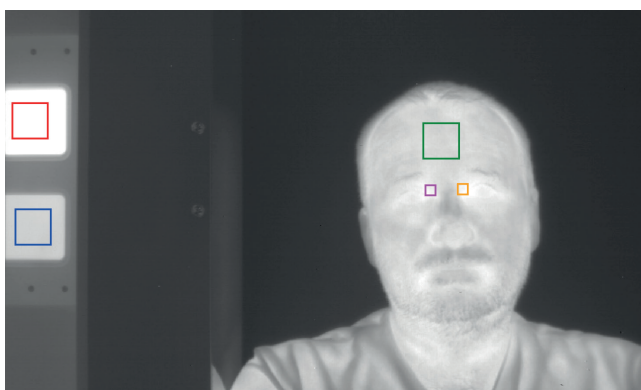
W takim przypadku niepewność pomiaru temperatury człowieka za pomocą kamery termowizyjnej jest efektem:

- statystycznego rozrzutu wyników pomiarów (u_T) – niepewność typu A,
- niepewności granicznej pomiaru temperatury ciała człowieka (u_{SS}) – niepewność typu B.



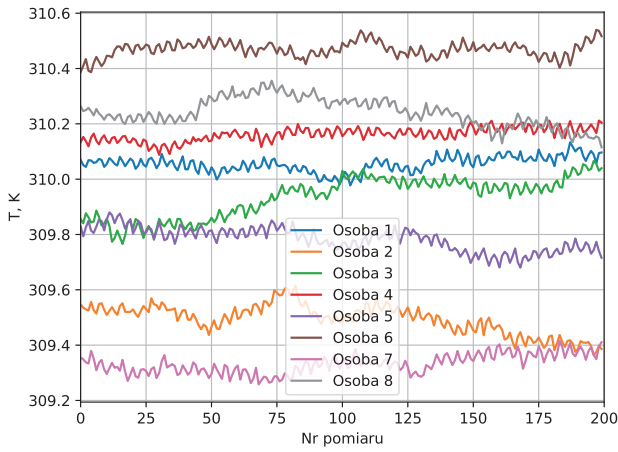
Rys. 4. Widok sytuacji pomiarowej podczas pomiaru temperatury człowieka

Fig. 4. View of the measurement situation during human body temperature measurement

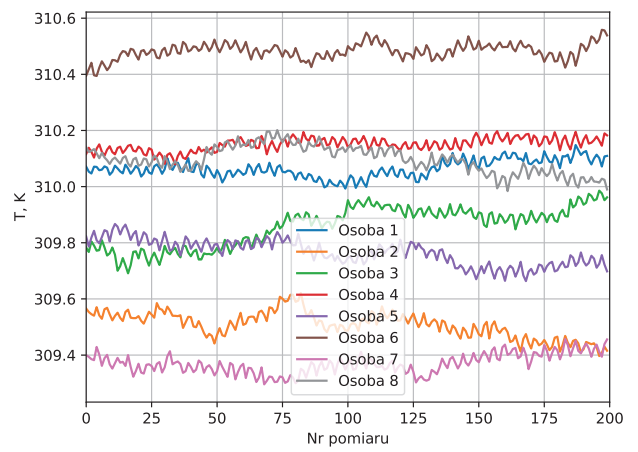


Rys. 5. Obraz termowizyjny człowieka z zaznaczonymi obszarami pomiarowymi

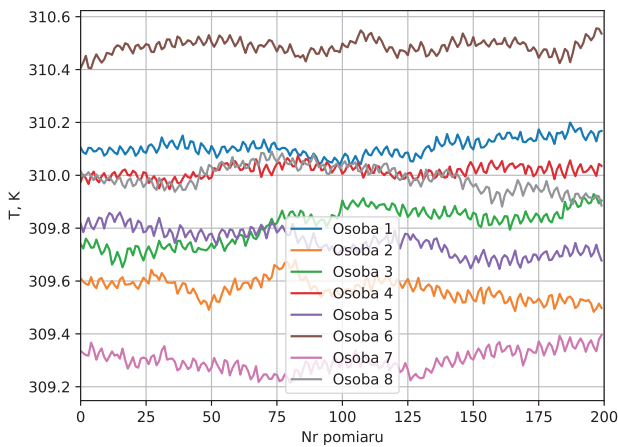
Fig. 5. Thermal image of a person with marked areas of temperature measurements



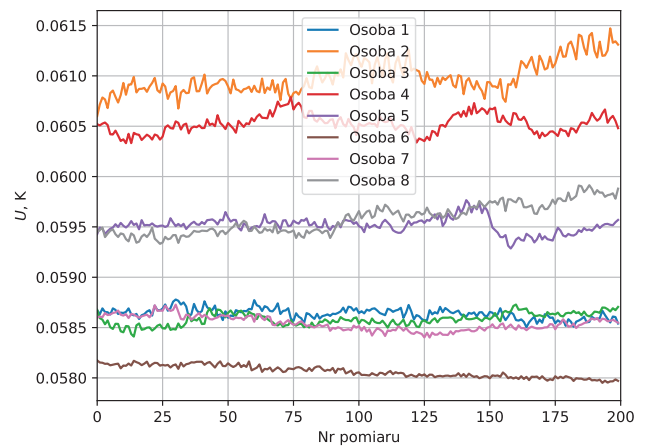
Rys. 6. Wykres temperatury ludzi zmierzony na czole
Fig. 6. Forehead temperature graph



Rys. 8. Wykresy temperatury człowieka zmierzony w kąciu prawego oka
Fig. 8. Graph of temperature measured in the corner of the right eye



Rys. 7. Wykresy temperatury człowieka zmierzony w kąciu lewego oka
Fig. 7. Graph of temperature measured in the corner of the left eye



Rys. 9. Niepewność rozszerzona o poziomie ufności 95 % dla pomiaru temperatury człowieka na czole
Fig. 9. Expanded uncertainty with a confidence level of 95 % for the forehead temperature measurement

Budżet niepewności pomiaru (niepewność standardowa) [26] został obliczony za pomocą wzoru:

$$u = \sqrt{u_T^2 + u_{SS}^2}. \quad (13)$$

Metoda typu A wyznaczania niepewności pomiaru [26] polega na wyznaczeniu niepewności na podstawie analizy statystycznej serii N pomiarów bezpośrednich $\Delta T_1, \Delta T_2, \dots, \Delta T_N$. Warunki eksperymentu zapewniają taką samą dokładność niezależnych pomiarów, więc za wynik pomiaru przyjęto średnią arytmetyczną N wyników pomiarów:

$$\bar{T} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_i. \quad (14)$$

W takim przypadku wartość niepewności standardowej wyniku pomiaru wielkości można wyznaczyć ze wzoru:

$$u_T = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (T_i - \bar{T})^2}, \quad (15)$$

Niepewność pomiaru typu B [26] jest związana z niepewnością graniczną pomiaru temperatury ciała za pomocą wzor-

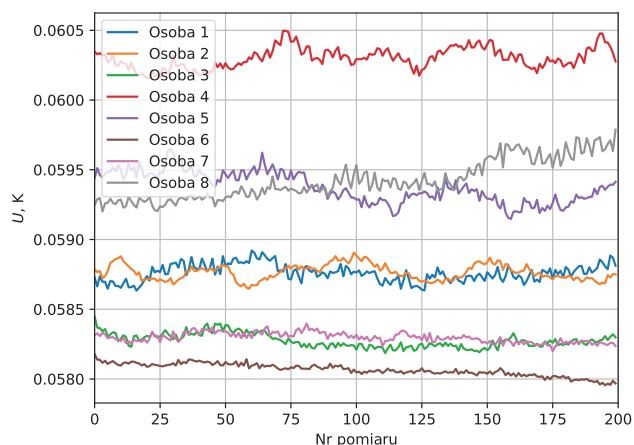
owego termometru medycznego. Jeżeli wartość niepewności wzorcowania zastosowanego termometru medycznego wynosi ΔT_{SS} to przy założeniu, że rozkład gęstości prawdopodobieństwa tej wielkości jest rozkładem jednostajnym (prostokątnym), niepewność standardowa jest obliczana za pomocą wzoru [26]:

$$u_{SS} = \frac{\Delta T_{SS}}{\sqrt{3}}. \quad (16)$$

Na podstawie powyższych założeń oraz niepewności standardowej u obliczonej za pomocą wzoru (13) wyznaczono niepewność rozszerzoną. W przypadku pomiaru temperatury za pomocą kamery termowizyjnej przyjęto, że niepewność rozszerzoną będzie wyznaczana zgodnie ze wzorem [26]:

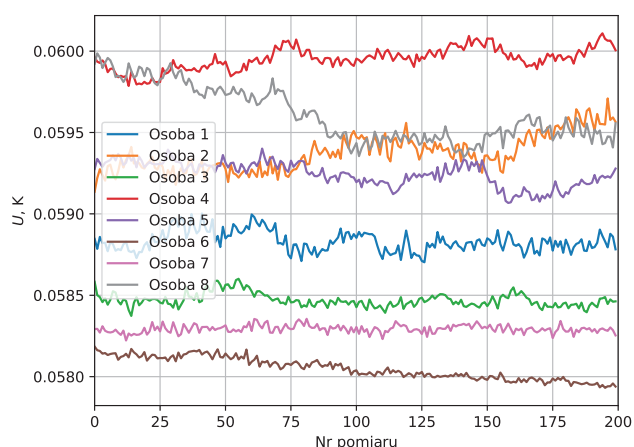
$$U = k \cdot u, \quad (17)$$

gdzie k to współczynnik rozszerzenia. W przyjętej procedurze oceny niepewności założono, że wartość współczynnika rozszerzenia wynosi $k = 2$, co oznacza uzyskanie poziomu ufności równego 95 %. Uzyskane wyniki temperatury człowieka zmierzone na czole i kącikach oczu zostały przedstawione na rys. 6, 7 i 8. Dla każdego pomiaru temperatury wykonanego w obszarze oraz dla każdej badanej osoby wyznaczono niepewność rozszerzoną na poziomie ufności 95 % (rys. 9, 10 i 11).



Rys. 10. Niepewność rozszerzona o poziomie ufności 95 % dla pomiaru temperatury człowieka w kącie lewego oka

Fig. 10. Expanded uncertainty with a confidence level of 95 % for the temperature measurement in the corner of the left eye

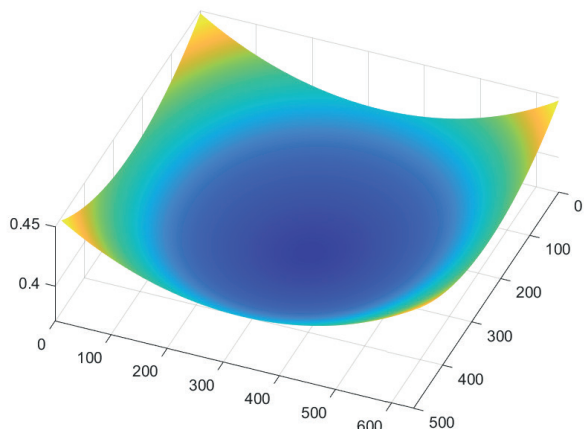


Rys. 11. Niepewność rozszerzona o poziomie ufności 95 % dla pomiaru temperatury człowieka w kącie prawego oka

Fig. 11. Expanded uncertainty with a confidence level of 95 % for the temperature measurement in the corner of the right eye

6. Podsumowanie

Uzyskane wyniki potwierdziły wysoką dokładność pomiaru temperatury za pomocą opracowanej kamery termowizyjnej. W wyniku pomiarów uzyskano pomiar temperatury z błędem bezwzględnym poniżej 0,3 K, zaś maksymalna wartość niepewności rozszerzonej o poziomie ufności 95 % dla wszystkich badanych osób wyniosła poniżej 0,061 K. Zauważono, że pomiar temperatury człowieka w kąciakach oczu jest nieznacznie bar-



Rys. 12. Wartości współczynników konfiguracji dla obudowy kamery

Fig. 12. Configuration factor values for the camera housing

dziej dokładny niż pomiar na czole. Tak niewielka różnica jest spowodowana faktem, że głównym czynnikiem wpływającym na wartość niepewności była dokładność użytego termometru wzorcowego. Możliwe, że zastosowanie dokładniejszego termometru wzorcowego może uwidocznić większe różnice w pomiarach. Jednak zastosowanie większej dokładności termometru wzorcowego wymaga w zasadzie pomiaru w warunkach klinicznych.

Uzyskane wyniki pozwalają stwierdzić, że opracowany i wykonany system termowizyjny może zostać zastosowany w przesiewowym pomiarze temperatury. Było to możliwe przez uwzględnienie w radiacyjnym modelu kamery szeregu czynników mających znaczący wpływ na dokładność pomiaru temperatury. Jednym ze znaczących czynników jest rozkład wartości współczynników konfiguracji. Na rys. 12 został przedstawiony przykładowy rozkład wartości współczynnika F_{id-H} dla obudowy zastosowanej kamery.

Podziękowania

Badania współfinansowane przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju w ramach programu Unii Europejskiej Inteligentny Rozwój 2014-2020 5/1.1.1/2020 Szybka Ścieżka 5 2020 "KORONAWIRUSY" w ramach projektu pt. „FACE-COV™ – systemowe rozwiązanie do automatycznego monitorowania miejsc publicznych metodą termowizyjną i detekcji markerów zakażenia SARS-COV2 z użyciem sztucznej inteligencji wraz z opcją identyfikacji biometrycznej (tagowanie cyfrowe) spełniające standardy wyrobu medycznego” umowa nr POIR.01.01.01-00-0662/20-00. Praca została dofinansowana przez Wojskową Akademię Techniczną w ramach projektu nr UGB 724/2022.

Bibliografia

- Sosnowski T., Madura H., Bieszczad G., Kastek M., Chmielewski K., *Construction, parameters, and research results of thermal weapon sight*, [in:] Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering, 2011, DOI: 10.1117/12.900867.
- Bieszczad G., Krupiński M., Madura H., Sosnowski T., *Thermal camera for autonomous mobile platforms*, [in:] Nawrat A., Kuś Z. (eds.), Vision Based Systems for UAV Applications, 2013, 95–114, Springer International Publishing, DOI: 10.1007/978-3-319-00369-6_6.
- Willers C.J., *Electro-Optical System Analysis and Design: A Radiometry Perspective*, 2013, SPIE, DOI: 10.1117/3.1001964.
- Wolfe W.L., *Introduction to radiometry*. SPIE Press, 1998, DOI: 10.1117/3.287476.
- Vollmer M., Möllmann K.P., *Infrared thermal imaging: Fundamentals, research and applications*. Wiley Blackwell, 2017, DOI: 10.1002/9783527693306.
- Więcek B., De Mey G., *Termowizja w podczerwieni. Podstawy i zastosowania*. Wydawnictwo PAK, 2011.
- Howell J.R., Mengüç M.P., Siegel R., *Thermal Radiation Heat Transfer*. CRC Press, 6th edition, 2015.
- Budzier H., Gerlach G., *Thermal Infrared Sensors: Theory, Optimisation and Practice*. John Wiley and Sons, 2011.
- Rogalski A., Bielecki Z., *Detection of Optical Signals. Optics and Optoelectronics*, CRC Press, Boca Raton, 2022.
- Rogalski A., *Infrared and Terahertz Detectors*, Third Edition. CRC Press, Boca Raton, 3rd edition, 2019.
- Ragheb H., Hamid M., *An approximation of Planck's formula for the inverse black body radiation problem*, "IEEE Transactions on Antennas and Propagation", Vol. 35, No. 6, 1987, 739–742, DOI: 10.1109/TAP.1987.1144165.
- Sakuma F., Hattori S., *Study for Establishing a Practical Temperature Standard by Using Silicon Narrow-Band Radiation Thermometer*, "Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers", Vol. 18, No. 5, 1982, 482–488, DOI: 10.9746/sicetr1965.18.482.

13. Martiny M., Schiele R., Gritsch M., Schulz A., Wittig S., *In Situ Calibration for Quantitative Infrared Thermography*, [in:] Proceedings of the 1996 International Conference on Quantitative InfraRed Thermography, QIRT Council, 1996, DOI: 10.21611/QIRT.1996.001.
14. Pron H., Menanteau W., Bissieux C., Beaudoin J., *Characterization of a focal plane array (FPA) infrared camera*, [in:] Proceedings of the 2000 International Conference on Quantitative InfraRed Thermography, QIRT Council, 2000.
15. Minkina W., *Pomiary termowizyjne: przyrządy i metody*. Wydawnictwa Politechniki Częstochowskiej, 2004.
16. Minkina W., Dudzik S., *Infrared Thermography: Errors and Uncertainties*. Wiley, Chichester, West Sussex, U.K.; Hoboken, NJ, 2009.
17. Horny N., *FPA camera standardisation*, "Infrared Physics and Technology", Vol. 44, No. 2, 2003, 109–119, DOI: 10.1016/S1350-4495(02)00183-4.
18. Budzier H., Gerlach G., *Calibration of uncooled thermal infrared cameras*, "Journal of Sensors and Sensor Systems", Vol. 4, No. 1, 2015, 187–197, DOI: 10.5194/jsss-4-187-2015.
19. IEC 80601-2-59, Medical Electrical Equipment-Part 2–59: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of Screening Thermographs for Human Febrile Temperature Screening, 2017.
20. Ghassemi P., Pfefer T.J., Casamento J.P., Simpson R., Wang Q., *Best practices for standardized performance testing of infrared thermographs intended for fever screening*, "PLOS ONE", 2018, DOI: 10.1371/journal.pone.0203302.
21. Perry D.L., Dereniak E.L., *Linear theory of nonuniformity correction in infrared staring sensors*, "Optical Engineering", Vol. 32, No. 8, 1993, 1854–1859, DOI: 10.1117/12.145601.
22. Sosnowski T., Bieszczad G., Kastek M., Madura H., *Digital image processing in high resolution infrared camera with use of programmable logic device*, [in:] Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering, 2010, DOI: 10.1117/12.865026.
23. Sosnowski T., Bieszczad G., Madura H., *Image Processing in Thermal Cameras*, [in:] Nawrat A., Bereska D., Jędrasiak K. (eds.), *Advanced Technologies in Practical Applications for National Security*, 2018, 35–57, Springer International Publishing, Cham.
24. Bieszczad G., Gogler S., Sosnowski T., Madura H., Kucharz J., Zarzycka A., *Determining the responsivity of microbolometer FPA using variable optical aperture stop*, [in:] Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering, 2012, DOI: 10.1117/12.976032.
25. Felczak M., Sosnowski T., Strąkowski R., Bieszczad G., Gogler S., Stępień J., Więcek B., *Electrothermal analysis of a TEC-less IR microbolometer detector including self-heating and thermal drift*, "Quantitative InfraRed Thermography Journal", 2023, DOI: 10.1080/17686733.2023.2179280.
26. JCGM 100:2008 – Ewaluacja danych pomiarowych – Przewodnik wyrażania niepewności pomiaru, 2008.
27. Abramowitz M., Stegun I. (eds.) *Handbook of Mathematical Functions with Formulas, Graphs, and Mathematical Tables*. National Bureau of Standards., 1972.

The Method of Measuring Human Body Temperature Using a Thermal Imaging Camera

Abstract: Measurement and monitoring of human physiological parameters play an important role in many applications such as health care, sports training and prevention of disease spread. Dynamic changes in physiological parameters can reveal not only changes in a patient's physiological state and function, but also be used to assess a person's activity status, fitness and fatigue. Body temperature is among the most important human physiological parameters for assessing basic vital functions, apart from heart rate, blood pressure and respiratory rate. In medical practice, various types of measuring instruments are used to measure temperature, such as liquid thermometers, electronic thermometers, non-contact ear thermometers, non-contact forehead thermometers. Liquid and electronic thermometers require the appropriate sensors to be connected to a person, which may be undesirable or impossible as, for example, in newborns or during sports training. Non-contact thermometers operate over short distances and often force a specific position of the person during the measurement. In addition, the above body temperature measurement techniques require direct supervision by medical personnel, which often reduces the effectiveness and efficiency of screening temperature measurement. In screening temperature measurements of a large number of people, especially those on the move, a measuring thermal imaging camera works well. The article presents a method for measuring human body temperature using a thermal imaging camera. The presented method is characterized by high accuracy of temperature measurement, which allows medical use of the obtained measurements. The measurement method has been tested on a test stand and for a selected test sample of people. The measurements and tests carried out confirmed the possibility of obtaining temperature measurement accuracy with an expanded uncertainty of less than 0.05 K with a resolution of less than 0.1 K.

Keywords: NETD, MRTD, depth of field, depth of focus, spatial resolution, thermal resolution, medical imaging, allergic reaction thermal imaging

dr inż. Tomasz Sosnowski

tomasz.sosnowski@wat.edu.pl
ORCID: 0000-0003-4082-8366

Absolwent Wydziału Elektroniki Wojskowej Akademii Technicznej (1993). Tytuł doktora nauk technicznych uzyskał w 2003 r. Zajmuje się problematyką związaną z projektowaniem i programowaniem systemów cyfrowych, cyfrową analizą sygnału, analizą obrazu termograficznego, a także zastosowaniem układów mikroprocesorowych i programowalnych w technice podczerwieni.



dr inż. Mariusz Kastek

mariusz.kastek@wat.edu.pl
ORCID: 0000-0001-7184-5228

Absolwent Wydziału Elektroniki Wojskowej Akademii Technicznej (1993). Od 1997 r. pracuje w Instytucie Optoelektroniki Wojskowej Akademii Technicznej. Tytuł doktora nauk technicznych uzyskał w 2002 r. Zajmuje się problematyką związaną z detekcją obiektów w systemach podczerwieni, a także analizą sygnałów i algorytmami detekcji implementowanymi w urządzeniach podczerwieni. Autor lub współautor ponad 70 publikacji.



dr inż. Krzysztof Sawicki

krzysztof.sawicki@wat.edu.pl
ORCID: 0000-0002-1368-3854

Ukończył studia na Wydziale Elektroniki Wojskowej Akademii Technicznej w 2009 r. Rozprawa doktorska z tematyki steganografii w sieciach bezprzewodowych obroniona w WAT w 2019 r. Jego zainteresowania skupiają się na sieciach bezprzewodowych, bezpieczeństwie teleinformatycznym, steganografii i systemach wbudowanych oraz ich zastosowaniu w technice podczerwieni i termowizyjnej.



dr inż. Grzegorz Bieszczad

grzegorz.bieszczad@wat.edu.pl
ORCID: 0000-0001-8048-2609

Ukończył w 2008 r. Wojskową Akademię Techniczną na Wydziale Elektroniki. Stopień doktora otrzymał w 2012 r. Obecnie zajmuje się zagadnieniami związanymi z projektowaniem systemów cyfrowych, programowaniem mikroprocesorów i układów FPGA związanych z cyfrowym przetwarzaniem obrazu, w tym obrazów termicznych.



dr inż. Sławomir Gogler

slawomir.gogler@wat.edu.pl
ORCID: 0000-0002-3002-6362

Ukończył Politechnikę Warszawską w 2011 r. na Wydziale Mechatroniki. W 2020 r. uzyskał tytuł doktora nauk technicznych w Wojskowej Akademii Technicznej. Zajmuje się zagadnieniami konstrukcji układów optycznych oraz modelowaniem matematyczno-fizycznym.



dr inż. Tadeusz Piątkowski

tadeusz.piatkowski@wat.edu.pl
ORCID: 0000-0002-8383-9201

Ukończył studia na Wydziale Mechaniki Precyzyjnej (1981) i Wydziale Elektroniki Politechniki Warszawskiej (1984). Od 1995 r. pracuje w Instytucie Optoelektroniki WAT. Stopień naukowy doktora nauk technicznych uzyskał w 2003 r. Zajmuje się zdalnymi pomiarami temperatury, projektowaniem układów optycznych i elektronicznych oraz systemów mikroprocesorowych. Jest autorem i współautorem ponad 30 publikacji.

