

Mariusz MARZEC¹, Robert KOPROWSKI², Zygmunt WRÓBEL²¹ POLITECHNIKA ŚLĄSKA, INSTYTUT INFORMATYKI² UNIwersYTET ŚLĄSKI W KATOWICACH, INSTYTUT INFORMATYKI, ZAKŁAD KOMPUTEROWYCH SYSTEMÓW BIOMEDYCZNYCH**Automatyczny pomiar temperatury na termogramach w diagnostyce bólów głowy****Mgr Mariusz MARZEC**

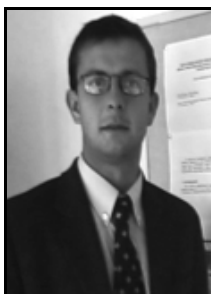
Student Studium Doktoranckiego Informatyki na Wydziale Automatyki, Elektroniki i Informatyki Politechniki Śląskiej. Zainteresowania związane z analizą i przetwarzaniem obrazów, bazami danych oraz programowaniem. Autor i współautor kilku artykułów oraz książki.



e-mail: m.mariusz2@vp.pl

Dr inż. Robert KOPROWSKI

Adiunkt w Zakładzie Komputerowych Systemów Biomedycznych, Instytutu Informatyki Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach. Zainteresowania naukowe: komputerowa analiza i przetwarzanie sygnałów i obrazów biomedycznych oraz techniki informatyczne w medycynie i biotechnologii. Jest autorem i współautorem kilkudziesięciu prac naukowych z zakresu analizy i przetwarzania obrazów biomedycznych.



e-mail: robert.koprowski@us.edu.pl

Prof. dr hab. inż. Zygmunt WRÓBEL

Kierownik Zakładu Komputerowych Systemów Biomedycznych, Instytutu Informatyki, Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach. Zainteresowania naukowe: komputerowa analiza i przetwarzanie sygnałów i obrazów biomedycznych oraz techniki informatyczne w medycynie i biotechnologii. Jest autorem i współautorem kilkudziesięciu prac naukowych z zakresu analizy i przetwarzania obrazów biomedycznych oraz technologii informacyjnych.



e-mail: zygmunt.wrobel@us.edu.pl

1. Wprowadzenie

Początki termografii medycznej sięgają końca lat 50-tych XX wieku. Pierwsze próby wykorzystania tej metody związane były z diagnozowaniem nowotworów piersi na podstawie analizy temperatury. Dostępny wówczas sprzęt o parametrach nieporównywalnie gorszych od obecnego oraz brak ustandaryzowanych procedur przeprowadzania badania doprowadziło do dużej ilości błędnych diagnoz, co miało wpływ powstanie negatywnej opinii o wykorzystaniu termografii w medycynie [1]. Obecny poziom technologiczny urządzeń oraz opracowanie procedur badań spowodowało jednak, że zainteresowanie lekarzy ponownie skierowało się w stronę termografii medycznej jako jednej z metod diagnozowania. Obecnie przykłady zastosowania można spotkać w wielu dziedzinach medycyny [1].

- okulistyka do badań siatkówki, zmian nowotworowych gałki ocznej i oceny efektów operacji.
- dermatologia do oceny oparzeń, nowotworów skóry oraz w ocenie gojenia przeszczepów skóry
- stomatologia w diagnostyce chorób stawów skroniowo-żuchwowych,
- laryngologia do określenia rozległości i charakteru zapaleń zatok, skrzywienia przegrody nosa, nowotworów ślinianek, stanów zapalnych jamy ustnej.
- neurologia i neurochirurgia do obserwacji zmian guzów mózgu. Do określenia rozmiaru i źródła w czasie samoistnych bólów głowy. Rozkład ciepła może również świadczyć o rodzaju bólu: napięciowe, migrenowe.

Termografia w medycynie opiera się na zjawisku emisji ciepła przez ludzki organizm.

Procesy metaboliczne zachodzące w ludzkim organizmie powodują utrzymywanie się stałej temperatury ciała, więc wszelkie odstępstwa od wartości temperatury świadczą o zaburzeniu równowagi fizjologicznej a ich obserwacje mogą być pomocne w procesie diagnozy.

Przy analizie termogramów, zaobserwowano nierównomierny rozkład temperatury w okolicy miejsc zmienionych chorobowo. Przyjęto, że różnica temperatury (pomiędzy obszarem badanym a zdrowym) powyżej 0,5°C może oznaczać stan chorobowy [1].

Przykładowy obraz głowy człowieka pozyskiwany przez kamerę termowizyjną pokazano na rys. 1, poziom jasności zależy od temperatury określonego obszaru.

Kamery termowizyjne umożliwiają obserwację zmian rozkładu temperatury w ciele pacjenta, co stwarza potencjalne możliwości wykorzystania termowizji do nieinwazyjnych i szybkich metod wstępnego diagnozowania wszędzie tam gdzie istnieje możliwość wykonania takiego zdjęcia. Technika termowizyjna charakteryzuje się jednak pewnymi ograniczeniami. Jako przykładowe można wymienić:

Streszczenie

W artykule zaprezentowano algorytm umożliwiający w pełni automatyczną detekcję charakterystycznych obszarów na termogramach zawierających twarze pacjentów w projekcji przedniej. Algorytm prawidłowo wykrywa wymagane obszary niezależnie od położenia głowy w obrazie oraz od jej obrotu. Po prawidłowej detekcji jest przeprowadzany automatyczny pomiar wartości średniej, minimalnej i maksymalnej ich temperatury. W końcowej części artykułu zaprezentowano przykładowe zastosowanie metody do wstępnej detekcji typu i przebiegu bólu głowy.

Słowa kluczowe: obrazy termowizyjne twarzy, algorytm, analiza obrazów.

Automatic temperature measurement on thermograms for headache diagnosis**Abstract**

The algorithm enabling fully automatic detection of characteristic areas of the face on thermograms captured in the anterior projection is presented in the paper. Development and application of medical thermography is also discussed. There are given different types of headaches and methods for their analysis. Regions of: forehead (defined as CL,CP), eye-sockets (defined as OL,OP) and maxillary sinuses (defined as NL,NP) are assumed to be the areas medically essential for headache diagnosis. Thermograms were obtained from thermovision cameras AGEMA 590 and ThermaCam S65. The algorithm detects correctly the required head areas independently of the head position in the picture and its rotation within the range -50 to +50 degrees. Methods of mathematical morphology, active contour, template and Hough transform were used for the analysis. After the correct detection there was taken the automatic measurement of the area of the regions as well as their mean, minimum and maximal temperature. At the end of the paper there is presented an exemplary application of the algorithm for preliminary diagnosis of the type and the course of a headache. The results of segmentation of the face areas are given. The algorithm also makes it possible to analyse the given set of thermograms without necessity of modifying the operation parameters. The set of analysed images after adding translation and rotation includes above 4000 thermograms. The algorithm was developed and tested in Matlab environment.

Keywords: face thermograms, algorithm, image analysis, face detection.

- powolność procesów cieplnych oraz ograniczona głębokość penetracji ciepła,
- badane źródło ciepła nie powinno znajdować się głębiej niż jego średnica, aby uniknąć rozmycia obrazu,
- skończona dokładność bezwzględnej pomiaru temperatury na którą mają wpływ zmienna wartość współczynnika emisji oraz wpływ czynników zewnętrznych.



Rys. 1. Przykładowe termogramy pacjentów
Fig. 1. Examples of patient thermograms

W związku z powyższymi ograniczeniami przyjmuje się, że ważniejsze niż pomiary bezwzględnej wartości temperatury są metody diagnostyczne oparte na badaniu rozkładu temperatury w obszarach symetrycznych [1]. Analiza obrazów przez lekarzy specjalistów umożliwia wstępną i szybką diagnozę np. w badaniach przesiewowych. W przypadku podejrzenia choroby pacjenci mogą być kierowani na dalsze specjalistyczne badania.

W przypadku analizy jakościowej nie jest możliwe precyzyjne określenie wartości temperatury oraz porównanie grupy pacjentów lub analiza statystyczna otrzymanych wyników. Dostarczane wraz z kamerami termowizyjnymi oprogramowanie pozwala niejednokrotnie na manualne zaznaczenie obszaru i pomiar jego właściwości, jednak trudno sobie wyobrazić powtarzalne zaznaczanie kilku obszarów dla dużego zbioru zdjęć.

W związku z potrzebną analizą ilościową zjawiska, uzasadnione wydaje się umożliwienie automatyzacji procesu wyznaczania wartości temperatury w wybranych obszarach głowy, które będą mogły następnie posłużyć do wstępnej diagnozy i do rozróżnienia typu bólu samoistnego lub objawowego. Każdy z rodzaju bólu głowy charakteryzuje się innym przebiegiem oraz położeniem ogniska bólu.

W grupie bólów samoistnych rozróżnia się:

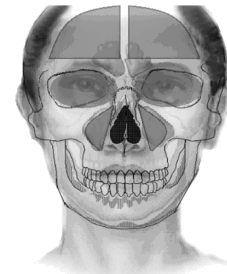
- bóle migrenowe
- napięciowe
- kłostrowe (Hortona)

W bólach migrenowych charakterystyczne jest jednostronne zwiększenie temperatury głowy, na termogramach obserwujemy niesymetrię w rozkładzie temperatury między prawą i lewą częścią twarzy, mogą im towarzyszyć nudności, wymioty, zaburzenia w widzeniu, nadwrażliwość na dźwięk i zapach. Bóle napięciowe charakteryzują się wzrostem temperatury po obu stronach głowy, uważa się, że ich przyczyną jest m.in. stres, emocje, brak snu, przemęczenie, zmiany atmosferyczne, nadużycie alkoholu. Może ono być również wywołane przez czynniki fizyczne, np. niewygodną pozycję, pracę przy złym oświetleniu. Bóle kłostrowe rozpoczynają się w okolicy oka i rozchodzą się na połowę twarzy, po czym szybko narastają, towarzyszą im zmiany temperatury w tych obszarach. Mogą również wystąpić objawy takie jak: łzawienie oka, zatkanie nosa.

Na rys. 2 zaprezentowano obszary, których właściwości temperaturowe mogą być pomocne przy analizie typu bólu głowy. Wraz z nasileniem bólu wzrasta jasność (temperatura) poszczególnych obszarów głowy oraz występuje niesymetryczny rozkład temperatury. Pozwala to na szybkie ustalenie ogniska bólu, a nawet podjęcie próby diagnozy, co do rodzaju i podłoża dolegliwości [2].

W oparciu o powyższą charakterystykę bólów głowy ustalono następujące cele algorytmu:

- wyznaczenie podstawowych obszarów twarzy (lewej i prawej części), tj.: linii brwi (BL, BP), obszaru oczu (OL, OP), nosa (NL, NP), zatoki przynosowej (szczękowej) (ZL, ZP), czoła (CL, CP) – rys. 4;
- pomiar różnic temperatury pomiędzy obszarami;
- pomiar temperatury średniej, minimalnej i maksymalnej;
- w pełni automatyczne przeprowadzenie wymienionych pomiarów bez ingerencji operatora.



Rys. 2. Analizowane obszary przy diagnozie typu bólów głowy
Fig. 2. Analysed areas in headache diagnosis

2. Opis metody

W celu analizy zdjęć przygotowano kompletny algorytm, pozwalający w sposób automatyczny wyznaczać charakterystyczne obszary twarzy. W badaniach wykorzystano zbiór 35 zdjęć termowizyjnych wykonanych kamerą AGEMA 590 (rozdzielczość temperaturowa 0,1°C, rozdzielczość matrycy 320 x 240 pikseli), który dodatkowo rozszerzono o 56 zdjęć z kamery ThermoCam S65 (rozdzielczość temperaturowa 0.08 °C, rozdzielczość matrycy 320x240).

W procesie analizy termogramów zastosowano szereg podstawowych metod przetwarzania obrazów oraz elementy przygotowane specjalnie na potrzeby badań..

Analiza obrazów termowizyjnych twarzy jest trudniejsza od analizy obrazów twarzy w świetle widzialnym, ponieważ poszczególne punkty i obszary charakterystyczne są trudniejsze do detekcji, a ich kontury są rozmyte [3]. Liczba badań związanych z detekcją i rozpoznawaniem twarzy na obrazach termowizyjnych jest również mniejsza [4]. W niektórych zastosowaniach łączy się analizę obrazu w świetle widzialnym i na obrazie termowizyjnym w celu zwiększenia skuteczności [23].

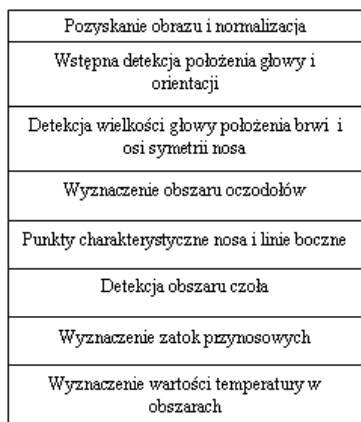
W procesie analizy twarzy najczęściej wykorzystywane są metody:

- bazujące na kolorze [5];
- bazujące na cechach obrazu (krawędzie, linie, aktywny kontur) [8, 9, 10, 11];
- bazujące na cechach twarzy [13];
- bazujące na geometrii i antropometrii [14, 15, 16];
- oparte na transformacji Hougha [17];
- oparte na sieciach neuronowych [18].

Stosowane obecnie metody analizy i rozpoznawania twarzy zaprezentowano w poniższych publikacjach, dla obrazów w świetle widzialnym [20, 26] i dla obrazów termowizyjnych [21, 22, 24, 25, 26, 27, 28].

Kompletna analiza obrazu twarzy najczęściej łączy w sobie kilka z metod w celu uzyskania najlepszych rezultatów.

Przedstawiony w artykule algorytm wykorzystuje metody morfologii matematycznej, aktywnego konturu, szablonu, transformaty Hougha oraz analizę koloru. W oparciu o liczne testy i analizę otrzymanych wyników powstał algorytm, którego schemat blokowy zaprezentowano poniżej (rys. 3). W poszczególnych krokach analizy obrazu wyznaczane są wymagane obszary:



Rys. 3. Schemat blokowy algorytmu

Fig. 3. Block diagram

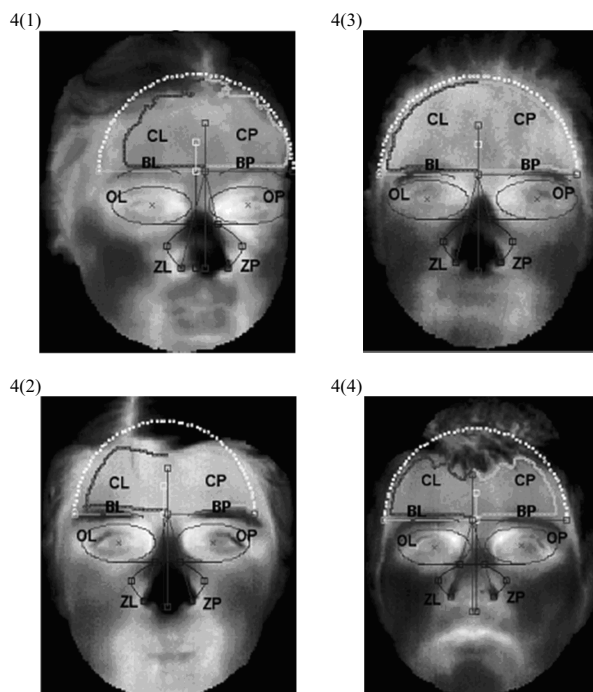
Analizowane obrazy pozyskiwane są z termogramów (zapisanych w postaci plików .mat - Matlaba) i poddawane normalizacji w zakresie wartości temperatury. Następnie algorytm wyznacza centralny obszar głowy wykorzystując erozję warunkową. Wyniki działania tego bloku pozwalają na wyznaczenie obszaru centralnego głowy. Na tym etapie jest również stosowany aktywny kontur, który pozwala wyznaczyć kształt głowy oraz jej wymiary (wysokość, szerokość). Wartości te są bardzo istotne do automatycznego wyznaczenia rozmiarów szablonu twarzy (TSzablonu), przy detekcji położenia brwi i osi symetrii nosa. Detekcja obszaru oczodołów opiera się na wykorzystaniu transformaty Hougha, przy czym analizowany zakres wielkości szukanych elips oraz potencjalny obszar wyszukiwania jest określony automatycznie, co ma pozytywny wpływ zarówno na szybkość jak i dokładność algorytmu. Detekcja charakterystycznych punktów nosa odbywa się w oparciu o analizę koloru w środkowej części twarzy. Kształt zatok jest zaznaczany krzywą sklejaną, w oparciu o wyznaczone punkty charakterystyczne nosa. Ostatnim etapem jest detekcja obszaru czoła wraz z eliminacją typowych zakłóceń spowodowanych np. fryzurą pacjenta. Analizowane jest odchylenie standardowe jasności (otoczenia każdego piksela obszaru) dla maski o rozmiarach 5x5 pikseli.

Oryginalność podejścia polega na powiązaniu poszczególnych etapów algorytmu oraz zastosowaniu szablonu twarzy (TSzablonu) do precyzyjnego określenia orientacji tak, aby umożliwić całkowitą automatyzację procesu analizy termogramu zawierającego twarz pacjenta wraz z pomiarami temperatury interesujących obszarów.

3. Końcowy wynik detekcji i wyznaczone wartości temperatury

W celu przetestowania skuteczności działania algorytmu niezależnie od orientacji i położenia głowy wykonano testy na zbiorze 35 zdjęć, który następnie został zwiększony do 81 obrazów. Termogramy poddano dodatkowo rotacji o kąt w zakresie od -50 do 50 stopni oraz translacji w zakresie -20 do +20 pikseli w pionie i poziomie. Łącznie uzyskano zbiór ponad 4000 obrazów. Efektem końcowym działania algorytmu jest zaznaczenie wszystkich interesujących obszarów twarzy pacjenta i pomiar ich temperatury. Przykładowe wyniki przedstawiono na rys.4. W artykule [29] zaprezentowano skuteczność prezentowanej metody w przypadku zmiany orientacji oraz położenia badanego pacjenta na termogramie i ich wpływ na otrzymywane wyniki.

Obserwując uzyskane wyniki pomiarów widać, że algorytm prawidłowo wyznacza wartości temperatury. Na obrazie 4(1), pomimo lekkiego obrotu głowy powodującego niesymetrię, algorytm skutecznie wykrywa wymagane obszary, obserwujemy jednocześnie różnicę temperatury średniej pomiędzy prawą i lewą zatoką - 0,6 [°C] (Tab.1 obszary ZL(1) i ZP(1)).

Rys. 4. Obszary wyznaczone przez algorytm dla przykładowych obrazów
Fig. 4. Examples of areas detected by algorithm.

Tab. 1. Wartości temperatur w poszczególnych obszarach po analizie wybranych termogramów

Tab. 1. Temperature values after analysis of chosen thermograms

Obszar	Powierzchnia obszaru	Temperatura [°C]		
		Maksymalna	Minimalna	Średnia
CL(1)	1803	34,2	28,7	32,5
CP(1)	1803	34,4	31,1	33,4
OL(1)	797	35,9	32,6	34,3
OP(1)	797	36,1	30,4	34,2
ZL(1)	178	34,7	29,3	32,5
ZP(1)	175	35,0	29,8	33,1
CL(2)	1181	35,2	32,9	34,3
CP(2)	1181	35,2	33,3	34,5
OL(2)	633	35,9	31,7	34,1
OP(2)	633	35,7	30,6	33,9
ZL(2)	130	34,0	29,8	32,1
ZP(2)	127	33,9	28,0	31,6
CL(3)	1539	34,7	31,8	33,9
CP(3)	1539	34,8	32,8	33,8
OL(3)	633	34,9	31,8	33,4
OP(3)	633	35,2	31,8	33,5
ZL(3)	117	32,4	28,2	30,5
ZP(3)	113	33,3	29,7	31,6
CL(4)	1128	33,8	31,7	33,0
CP(4)	1128	33,9	31,6	33,1
OL(4)	633	36,0	31,0	33,5
OP(4)	633	36,0	31,5	33,5
ZL(4)	106	32,7	29,5	31,6
ZP(4)	104	33,3	30,1	32,2

Porównując średnią temperaturę obszaru czoła CL(1) i CP(1) obserwujemy różnicę temperatury powyżej 0,5 [°C], co może świadczyć o bólu migrenowym.

W termogramie 4(2) obserwujemy symetryczny rozkład temperatury w obszarach badanych, co również widać w tabeli (tab. 1) w zmierzonej wartości średniej temperatury (różnica średniej temperatury nie przekracza 0,5 [°C]). Zatem analiza termogramu nie ujawnia objawów samoistnych bólów głowy. Przykład 4(3) prezentuje symetryczny rozkład temperatury w okolicach czoła i oczodołów, jednak średnia temperatura obszaru czoła jest większa w porównaniu ze średnią temperaturą w obszarach (OL(3) i OP(3)), może to świadczyć o występowaniu bólu napięciowego.

Występuje również różnica 1,1 [°C], pomiędzy zatokami lewą (ZL(3)) i prawą (ZP(3)), co może świadczyć o stanie chorobowym w rejonie zatok przynosowych (żuchwowych).

Na termogramie 4(4) obserwujemy prawidłowe wyznaczenie obszaru czoła z eliminacją linii włosów, oraz symetryczny rozkład temperatury w obszarach CL(4) i CP(4), OL(4) i OP(4), co również może świadczyć o braku objawów samoistnego bólu głowy. Nieznaczna różnica temperatury pomiędzy ZL(4) i ZP(4) – 0,6 [°C], może skierować lekarza specjalistę do dalszej analizy obszaru zatok, podobnie jak w przypadku 4(3), tu jednak niesymetria rozkładu temperatury jest znacznie mniejsza.

4. Wnioski

Wyznaczone automatycznie wartości temperatury umożliwiają analizę statystyczną badanej grupy pacjentów, a porównanie wartości temperatury pomiędzy symetrycznymi obszarami twarzy daje możliwość wstępnego rozpoznania zmian chorobowych. W oparciu o wartości średniej temperatury możliwe jest określenie rodzaju bólu samoistnego z podziałem na migrenowy, napięciowy, klastrkowy i w razie konieczności skierowanie pacjenta do dalszych badań. Różnica temperatury średniej (pomiędzy symetrycznymi obszarami czoła) powyżej 0,5°C jest cechą charakterystyczną podczas bólów migrenowych, zwiększona temperatura w okolicach jednego z oczodołów może świadczyć o bólach klastrkowych. Porównanie temperatury pozostałych obszarów twarzy pacjenta może być również pomocne w określeniu stanów zapalnych w rejonach zatok lub oczu.

Zwiększenie zbioru badanych termogramów oraz ich poprawna analiza świadczą o skuteczności proponowanej metody. Uzyskane rezultaty pozwalają na dalsze doskonalenie algorytmu w kierunku zwiększenia liczby poprawnych detekcji oraz dalszego zwiększenia precyzji.

5. Literatura

- [1] Praca zbiorowa pod. red. Z. Nałęcz: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Tom 8. Obrazowanie biomedyczne, Wyd. Exit, Warszawa 2000, s. 475-508.
- [2] R. Koprowski, K. Wojaczyńska-Stanek, Z. Wróbel: Diagnostyka bólów głowy na podstawie sekwencji obrazów termowizyjnych, XIV Konferencja pt. „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna”, Komitet Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN, KBIB-2005, Wyd. Pol. Częstochowskiej, 2005, s. 279-284.
- [3] L. Trujillo, G. Olague, R. Hammoud, B. Hernandez: Automatic feature localization in thermal images for facial expression recognition, IEEE, Computer Vision and Pattern Recognition Workshops, 2005, s. 14-21.
- [4] A.D. Selinger, A. Socolinsky: Thermal face recognition in an operational scenario, IEEE, Computer Vision and Pattern Recognition, vol. 2, 2004, s. 1012-1019.
- [5] M.A. Berbar: Faces and facial feature detection in color images, Geometric Modeling and Imaging New Trends, 2006, s. 209-214.
- [6] S.L. Phung, A. Bouzerdoum, D. Chai, W. Kuczborski: A color-based approach to automatic face detection, Signal Processing and Information Technology, IEEE 2003, s. 531-534.
- [7] R.L. Hsu, M. Abdel-Mottaleb, A.K. Jain: Face detection in color images IEEE, Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 24, 2002, s. 696-706.
- [8] Kap-Ho Seo, Won Kim: Face detection and facial feature extraction using color snake, IEEE, Industrial Electronics, vol. 2, 2002, s. 457-462.
- [9] T. Yokohama, Y. Yagi: Active contour for extracting human faces, IEEE, Pattern Recognition, vol. 1, 1998, s. 673-676.
- [10] X. Bing, Y. Wei, Ch. Charocnsak: Face contour tracking in video using active contour model, IEEE, International Conference on Image Processing (ICIP), vol. 2, 2004, s. 1021-1024.
- [11] H. Guangda, Du S. Cheng: Feature points extraction from faces, Image and Vision Computing, 2003, s. 154-158.
- [12] D. DeCarlo, D. Metaxas: The integration of optical flow and deformable models with applications to human face shape and motion estimation, IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 1996, s. 231-238.
- [13] R. Brunelli: Face recognition: features vs templates, IEEE, Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 15, 1993, s. 1042-1052.
- [14] M. Hu, S. Worrall, A.H. Sadka, A.M. Kondoz: Face feature detection and model design for 2-d scalable Model-based video coding, IEEE, Visual Information Engineering, 2003, s. 125-128.
- [15] D. DeCarlo, D. Metaxas, M. Stone: An anthropometric face model using variational techniques, International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques Association form Computing Machinery, 1998, s. 67-74.
- [16] A.S. Sohail, P. Bhattachacharya: Detection of facial feature point using anthropometric face mode, SITIS, 2006, s. 656-665.
- [17] A. Pietrowcew: Face detection in colour images using fuzzyHough transform, Opto-Electronics Review, vol. 11(3), 2003, s. 247-251.
- [18] Z. Szlavik, T. Sziranyi: Face analysis using CNN-UM, Proceedings IEEE International Workshop on Cellular Neural Networks and their Applications (CNNA 2004), s. 190-195.
- [19] Z. Li Stam, K. Jain Anil: Handbook of Face Recognition, Springer Science+Business Media, 2005, s. 13-61.
- [20] M. Yang, D.J. Kriegman, N. Ahuja: Detecting faces in images: A survey, IEEE, Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2002, s. 34-58.
- [21] J. Wang, E. Sung: Facial feature extraction in an infrared image by proxy with a visible face image, IEEE, Instrumentation and Measurement, vol. 56, 2007, s. 2057-2066.
- [22] I. Pavlidis, P. Buddharaju, C. Manohar: Biometrics: Face recognition in thermal infrared, The Biomedical Engineering Handbook, rozdział 29, CRC Press 2000, s. 29.1-29.15.
- [23] O. Arandjelovic, R. Hammoud, R. Cipolla: On person authentication by fusing visual and thermal face biometrics, IEEE, Video and Signal Based Surveillance, 2006, s. 50-56.
- [24] Z. Zhu, P. Tsiamyrtis, I. Pavlidis: Forehead thermal signature extraction in lie detection, Engineering in Medicine and Biology Society, 2007, s. 243-246.
- [25] E. Hjelmas: Face detection: a survey, Computer Vision and Image Understanding 83, 2001, s. 236-274.
- [26] S.G. Kong, J. Heo, B.R. Abidi, J. Paik, M.A. Abidi: Recent advances in visual and infrared face recognition a review, the Journal of Computer Vision and Image Understanding, vol. 97, 2005, s. 103-135.
- [27] J. Kobel, A. Suchwałko, H. Podbielska: Application of thermal imaging for human face recognition, Opt. Appl., vol. 32(4), 2002, s. 653-664.
- [28] J. Bauer, J. Mazurkiewicz, H. Podbielska: Thermovision in biometrics face recognition based on thermal imaging. Termowizja w biometrii rozpoznawanie twarzy na podstawie obrazu termicznego, Inżynieria Biomedyczna Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 12(2), 2006, s. 85-88.
- [29] M. Marzec, R. Koprowski, Z. Wróbel: Badanie właściwości algorytmu detekcji cech twarzy na obrazach termowizyjnych, Informatyzacja Ochrony Zdrowia: Wybrane zagadnienia. PTI Katowice 2008, s.135-151.