

Marek SUCHOWIRSKI, Antoni NOWAKOWSKI
POLITECHNIKA GDAŃSKA, KATEDRA INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ

Dopasowanie obrazów podczerwieni przy pomocy sekwencji obrazów widzialnych

Mgr inż. Marek SUCHOWIRSKI

Marek Suchowirski urodził się w 1980r. W 2005r. ukończył Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej, specjalności Informatyka w medycynie. Od 2005 roku jest uczestnikiem studiów doktoranckich w Katedrze Inżynierii Biomedycznej Politechniki Gdańskiej WETI, gdzie zajmuje się m. in. zagadnieniami przetwarzania oraz dopasowania obrazów termicznych w aplikacjach diagnostyki medycznej.



e-mail: mors@biomed.eti.pg.gda.pl

Prof. dr hab. inż. Antoni NOWAKOWSKI

Kierownik Katedry Inżynierii Biomedycznej Politechniki Gdańskiej. Specjalizuje się w elektronicznych pomiarach wielkości nieelektrycznych, zwłaszcza w termografii podczerwieni, w czujnikach, ale też w obrazowaniu i teledygnosyce medycznej. Członek Komitetu Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN, Komisji Nauk Technicznych PAU, CODATA Executive Board, wiceprzewodniczący PKN CODATA, Polskiego Towarzystwa Techniki Sensorowej, członek Zarządu PTIB i innych.



e-mail: antowak@biomed.eti.pg.gda.pl

Streszczenie

W pracy przedstawiono algorytm stabilizacji obrazów badanego obiektu poprzez transformację sekwencji obrazów zarejestrowanych w świetle widzialnym. Zaprezentowano koncepcję, w jaki sposób wykorzystać uzyskane dane transformacji do korekty i stabilizacji rejestrowanych synchronicznie sekwencji obrazów podczerwieni, w celu poprawy dokładności i efektywności metody aktywnej termografii dynamicznej (ADT). Procedura ta jest szczególnie istotna w badaniach termograficznych przy obserwacji bijącego serca w trakcie interwencji kardiochirurgicznych, ale generalnie pozwala na wyraźną poprawę jakości danych ADT w diagnostyce medycznej.

Słowa kluczowe: dopasowanie obrazów, aktywna termografia dynamiczna.

Matching IR-images using sequences of visual images

Abstract

Algorithm of tested object visual image stabilization via transformation of image sequences is shown with the aim of image matching. A concept how to use the transformation data for correction and matching of IR-thermal images in active dynamic thermography (ADT) is presented. The procedure improves significantly accuracy and efficiency of ADT measurements. The method is especially important for observation of the beating heart during cardiosurgery interventions, but is of general use in ADT medical diagnostics.

Keywords: matching of images, active dynamic thermography.

1. Wprowadzenie

Termografia w podczerwieni jest techniką, która uzyskała uznanie w diagnostyce medycznej już pół wieku temu, ale dopiero ostatnio jej rola rośnie dzięki opracowaniu nowych algorytmów ilościowej analizy obrazów [1], a w szczególności dzięki rozwojowi takich nowych w medycynie narzędzi, jak aktywna termografia dynamiczna (ADT) i tomografia termiczna (TT) [2]. Termografia jest coraz częściej wykorzystywana równoległe z rutynowo wykonywanymi pomiarami podczas prowadzenia multimodalnych badań diagnostycznych [3, 4]. Niewątpliwą zaletą termografii jest nieinwazyjny charakter badania, co oznacza pomiary bezdotykowe, nie sprawiające bólu ani nie powodujące jakichkolwiek nieprzyjemnych narażeń pacjenta. Niewątpliwe zalety termografii pozwalają na jej zastosowanie także w trakcie skomplikowanych operacji medycznych, w tym kardiochirurgicznych na otwartym sercu [5].

Aktywna Termografia Dynamiczna (ADT) [2, 5], bazująca na analizie serii obrazów termograficznych, zastosowana w kardiochirurgii czy w analizie oparzeń, pozwala na nieinwazyjną diagnostykę i kontrolę postępów leczenia. W każdym badaniu przeprowadzonym za pomocą termografii niezmiernie ważne jest

wiarygodne zobrazowanie zarejestrowanej temperatury badanego obiektu. W analizie wykorzystywanej w ADT, gdzie ocenia się nie pojedynczy obraz, a całą serię obrazów termograficznych, zasadniczym problemem są ruchy badanego obiektu, w szczególności zaś zmiany położenia i kształtu takich obiektów, jak na przykład serca w trakcie interwencji kardiochirurgicznych. Niestety w takich przypadkach pojawia się istotny problem wiarygodności pomiaru, gdyż w trakcie badania serce w istotny sposób zmienia swoje położenie i kształt. Zmiany te są nieliniowe i niestacjonarne, co powoduje, że rejestrowane w każdym pikselu obrazu zmiany temperatury wynikają nie tylko z dynamicznych w czasie procesów cieplnych, lecz przede wszystkim są następstwem obserwacji coraz to innego obszaru poruszającego się organu. Aby w takim przypadku dokonywać analizy jakichkolwiek parametrów metrologicznych najpierw należy dopasować obrazy tak, by dany piksel zawsze reprezentował ten sam obszar/punkt badanego obiektu. Zagadnienie to nie jest trywialne, gdyż zazwyczaj nie dysponujemy stabilnym układem odniesienia, względem którego można by dokonywać korekt.

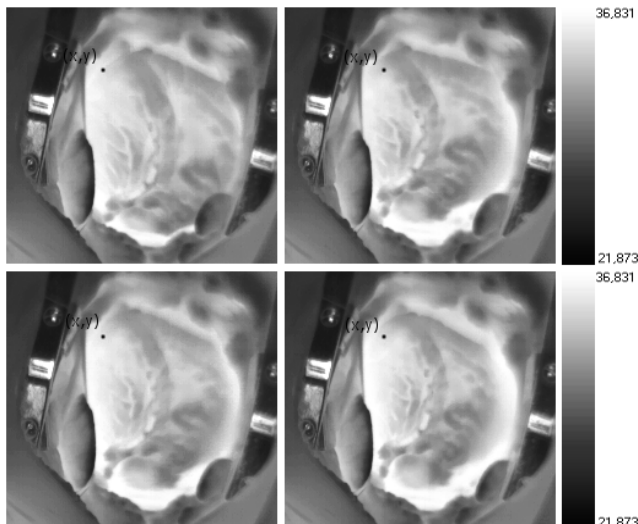
W technikach obrazowania w diagnostyce medycznej generalnie istnieje problem jak unikać lub kompensować mimowolne ruchy pacjenta, wpływ oddychania i procesy fizjologiczne wywołujące przemieszczenia organów. Zazwyczaj zarejestrowane w różnych momentach czasu narządy w serii obrazów otrzymanych z pomiarów są niedopasowane do siebie, co w termografii oznacza, że rozkłady temperatur w regionach zainteresowania ulegają zmianom nie tylko z powodu przebiegających procesów termicznych, ale w znacznym stopniu wynikają ze zmian położenia badanych obiektów. Oznacza to, że wyniki analizy otrzymane z niedopasowanych sekwencji są mało wiarygodne, gdyż są obciążone dużymi błędami. Uniemożliwia to przeprowadzenie rzetelnej analizy zarejestrowanej sekwencji obrazów i utrudnia efektywne wyselekcjonowanie informacji diagnostycznej.

Aby problem analizy obrazów rozptyłu ciepła uczynić wiarygodnym najpierw należałoby dokonać dopasowania do siebie zarejestrowanych, ruchomych obrazów narządów znajdujących się w otrzymanych sekwencjach, tzn. usunięcia artefaktów ruchomych, jak również ruchów samego badanego narządu, wynikających z jego pracy. Problem niestety nie jest trywialny, gdyż obrazy w podczerwieni są zazwyczaj znacznie mniej kontrastowe niż obrazy w świetle widzialnym, co powoduje że ich segmentacja i dopasowanie są mało skuteczne. Aby zaradzić temu problemowi w pracy proponuje się synchronizowaną korekcję obrazów w podczerwieni i w świetle widzialnym. W ten sposób mając sekwencję obrazów widzialnych można obliczyć parametry korekcji i dopasowania poszczególnych obrazów, a następnie zastosować współczynniki korekcyjne do analizowanych i przekształconych obrazów w podczerwieni. Problem ten jest przedmiotem analiz przeprowadzonych w niniejszej pracy.

2. Metoda i materiały

Diagnostyka z wykorzystaniem termografii w podczerwieni polega na obróbce obrazów lub sekwencji termograficznych oraz ich analizie. Niestety obserwowany obiekt może wykonywać samowolnie (praca mięśni) lub mimowolnie (np. drżenia) ruchy. Przykładem szczególnym ze względu na dynamikę i szybkość zachodzących przemian jest bijące serce w trakcie operacji kardiologicznych (rys. 1). Serce nie tylko zmienia swoją geometrię powierzchni, ale także gwałtownie porusza się w obrębie klatki piersiowej. Dynamiczne ruchy w trakcie pracy serca sprawiają, że zarejestrowane kształty jak i położenie na kolejnych termogramach w sekwencji mogą się bardzo różnić. Obrazy uzyskane w takich warunkach nie nadają się do późniejszego wykonania dokładnej analizy. Błędy wynikające z zarejestrowanych ruchów serca całkowicie zniekształciłyby otrzymane wyniki.

Ponieważ obrazy termograficzne stanowią podstawę wnioskowania i diagnozowania w medycynie, dąży się do uzyskania jak najlepszej ich jakości. Dlatego niezwykle ważne jest, aby przed przystąpieniem do analizy sekwencji obrazów wyeliminować wszystkie występujące w nich zmiany, wynikające np. z ruchów serca (przemieszczenie, jak i zmiana kształtów). Celem korekcji jest oczekiwanie, że piksel o współrzędnych (x, y) odpowiadać będzie na wszystkich obrazach zawsze temu samemu punktowi analizowanego narządu. Należy wobec tego dokonać przekształcenia geometrycznego otrzymanych obrazów z badania w taki sposób, aby badany organ, w przykładzie serce, na każdym termogramie było w tym samym miejscu oraz zachowało identyczne rozmiary i kształt. Otrzymamy w ten sposób pożądany efekt stabilizacji serca w sekwencji obrazów termograficznych, który pozwala na dokładną analizę, nie obciążoną błędami wynikającymi z artefaktów ruchowych.

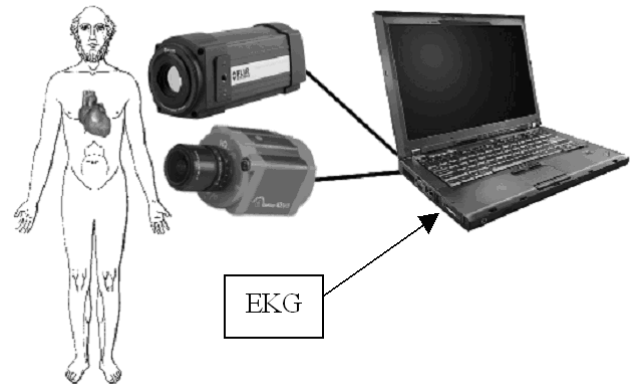


Rys. 1. Przykładowe klatki z sekwencji termograficznej podczas operacji na sercu. Punktem (x, y) zaznaczono to samo miejsce na każdym termogramie.

Fig. 1. Consecutive images of a beating heart – indicated point x, y is evidently changing its position

Okazuje się, że bezpośrednie dopasowanie sekwencji obrazów termicznych praktycznie daje mało zadowalające rezultaty. Jest to spowodowane przede wszystkim małymi różnicami temperatury oraz dynamicznymi ruchami całego serca, co znacznie utrudnia zlokalizowanie odpowiadających sobie punktów kontrolnych, na podstawie których można by było przeprowadzić dopasowanie obrazów. Punkty takie można zlokalizować na granicy widoczności serca oraz otwartej klatki piersiowej. Jednak taka lokalizacja nie zapewnia dopasowania pikseli znajdujących się w obrębie serca, a jedynie dopasowanie punktów znajdujących się na krawędziach.

Podejście, które ma wyeliminować wspomniane wyżej niedogodności, zakłada użycie jednocześnie kamery podczerwieni i kamery w świetle widzialnym (rys. 2). W eksperymencie zastosowano kamery: termowizyjną FLIR A320G oraz kamerę przemysłową IQeye 705. Sekwencje obrazów rejestrowane przez obie kamery powinny być ze sobą zsynchronizowane. Zalecać można synchronizację z fazami pracy serca, np. wykorzystując sygnał EKG, jednak wystarczy po prostu synchroniczna rejestracja oboma kamerami.



Rys. 2. Zestaw wykorzystany do synchronicznej rejestracji sekwencji obrazów termograficznych i w świetle widzialnym bijącego serca w trakcie operacji kardiologicznej

Fig. 2. The system for coregistration of IR- and visual images, synchronized with the heart rate

Dzięki temu, że na obrazach w świetle widzialnym można zlokalizować więcej szczegółów niż na termogramie, służą one do wykrywania punktów kontrolnych używanych następnie przy dopasowaniu sekwencji obrazów. Odpowiadające sobie piksele lokalizuje się za pomocą algorytmu dokładnego dopasowania bloków (Exhaustive Block Matching Algorithm - EBMA) [6].

Exhaustive Block Matching Algorithm pierwotnie został zaprojektowany do znajdowania podobnych obszarów pikseli w klatkach filmowych. Miał być wykorzystywany do kompresji filmów zapisanych na nośnikach cyfrowych. Zasada jego działania jest dość prosta: jeżeli we wzorcowej klatce filmu przez B_R oznaczmy blok o rozmiarze K na K pikseli, to w aktualnie analizowanej klatce filmu będziemy poszukiwać bloku B_C , o takim samym rozmiarze, dla którego błąd pomiędzy tymi dwoma obszarami jest jak najmniejszy [7]. Otrzymane przesunięcie (d_j) pomiędzy blokami znalezionym i wzorcowym jest wektorem ruchu bloku B_C . Jeśli klatka filmu w sekwencji jest podzielona na J bloków (mogą one nachodzić na siebie i/lub nie wypełniać całego obszaru klatki filmowej), wtedy całkowity błąd można opisać wzorem (1):

$$e(d_j, \forall j \in J) = \sum_{j \in J} \sum_{m \in B_C} |x_R(m + d_j) - x_C(m)|^p \quad (1)$$

gdzie:

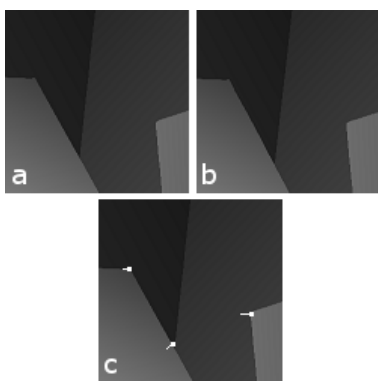
- J – kolejne poszukiwane bloki dopasowania,
- m – pozycja piksela w bloku B_C w klatce dopasowywanej,
- d_j – wektor przesunięcia bloku B_C ,
- $x_R(m + d_j)$ – wartość piksela $(m + d_j)$ w bloku B_R w klatce wzorcowej,
- $x_C(m)$ – wartość piksela m w klatce dopasowywanej,
- p – stała.

Ponieważ błąd dla znalezionej wektora ruchu oblicza się tylko dla pikseli należących do danego bloku, dlatego błąd dla każdego bloku może być obliczany niezależnie od innych.

W algorytmie aktualnie szukany blok B_C jest porównywany ze wszystkimi dopuszczalnymi blokami, które można zdefiniować w wyznaczonym obszarze poszukiwań w klatce wzorcowej.

W miejscu, w którym wartość obliczonego błędu będzie najmniejsza wyznacza się blok odpowiadający szukanemu blokowi B_R .

Przykład działania metody pokazany jest na rys. 3. Na rysunkach a) i b) widać tę samą scenę, z tym że rysunek b) jest zmodyfikowany przez przesunięcie wszystkich konturów o niewielką liczbę pikseli w lewo. Wynik działania algorytmu EBMA pokazano na obrazie c), kwadratami zaznaczono miejsca, w których znalazły się narożniki z rysunku a) po dopasowaniu do b), zaś linie pokazują wektor przemieszczenia szukanych bloków.



Rys. 3. Przykładowe obrazy: wzorcowy (a) i obraz przesunięty (o 4-8 pikseli) (b); wykryte przesunięcia przy pomocy EBMA zaznaczono na (c)

Fig. 3. Example of EMBA efficiency: (a) the reference image, (b) the shifted image (about 4-8 pixels), and (c) displacements of characteristic points

Wartość takiego przekształcenia może być oceniona wykorzystując różne miary ilościowe. Do celów porównania obrazów wyznaczone zostały następujące miary: korelacja obrazów (2) – najlepiej odzwierciedlająca różnicę w obrazach (wartość 1 oznacza całkowite podobieństwo), Root-Mean-Square - wartość średnia kwadratowa (3) (0 oznacza podobieństwo) oraz Normalized Mean Square Error – znormalizowany błąd średniokwadratowy (4).

$$CORR = \frac{\sum_{x=0}^X \sum_{y=0}^Y [F(x,y) - \bar{F}][G(x,y) - \bar{G}]}{\sqrt{\sum_{x=0}^X \sum_{y=0}^Y [F(x,y) - \bar{F}]^2 [G(x,y) - \bar{G}]^2}} \quad (2)$$

$$RMS = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^X \sum_{y=0}^Y \sqrt{[F(x,y) - G(x,y)]^2} \quad (3)$$

$$NMSE = \frac{\sum_{x=0}^X \sum_{y=0}^Y [F(x,y) - G(x,y)]^2}{\sum_{x=0}^X \sum_{y=0}^Y [F(x,y)]^2} \quad (4)$$

gdzie:

$F(x,y)$ – wartość pikseli w punkcie x,y w obrazie referencyjnym,

$G(x,y)$ – wartość w punkcie x,y w porównywanym obrazie,

N – ilość punktów biorących udział w sumowaniu,

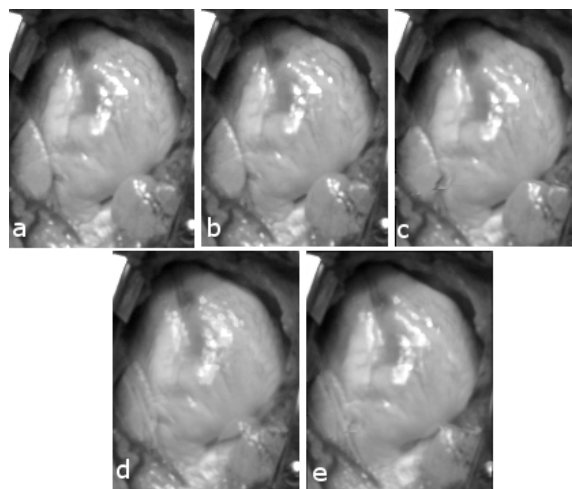
\bar{F} – średnia wartość pikseli w obrazie referencyjnym,

\bar{G} – średnia wartość pikseli w obrazie porównywanym.

3. Wyniki

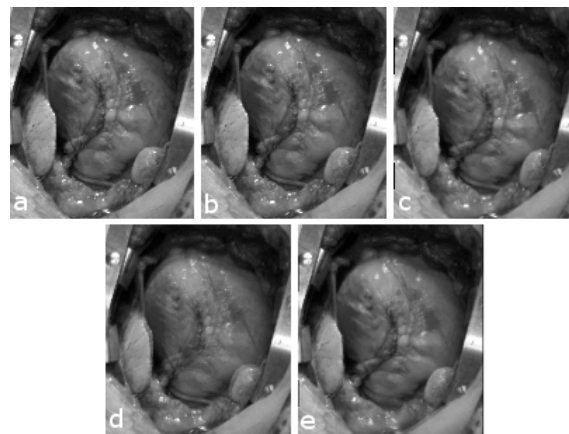
Algorytm EBMA zastosowano do znalezienia odpowiadających sobie punktów kontrolnych w sekwencji obrazów zarejestrowanych w świetle widzialnym w trakcie interwencji kardiochirurgicznych. Następnie za pomocą triangulacji i transformacji morfingowej próbowano ustabilizować obraz serca w kolejnych klatkach zarejestrowanej serii obrazów. Okazało się, że takie podejście pozwala na wykrycie przemieszczenia poruszającego się

serca w serii obrazów oraz na dopasowanie kolejnych w sekwencji obrazów badanego narządu zarówno przed (rys. 4) jak i po (rys. 5) operacji pomostowania serca (wszczepienia *by-passów*). W tab. 1 zaprezentowano skuteczność działania metody dopasowania dla sekwencji przed i po zabiegu, obliczoną przy pomocy współczynnika korelacji. Prezentowane wyniki otrzymano z dopasowywania dwóch sekwencji ruchomego serca. Widać, że dla sekwencji po zabiegu wszczepienia *by-passów* wyniki dopasowania są znacznie lepsze, niż dla sekwencji przed interwencją kardiochirurgiczną. Jest to spowodowane wyeliminowaniem dużych artefaktów ruchowych całej klatki piersiowej w analizowanej serii. Otrzymana korekta rzędu 2-5%, mimo iż wydawałoby się jest niewielka, jednak daje dużą poprawę w stabilizacji obrazu serca w sekwencji obrazów. Jeśli dodać niwelację artefaktów ruchowych, kolejne 10%, to można uznać takie dopasowanie za wielki sukces.



Rys. 4. Serce przed operacją kardiochirurgiczną; obraz wzorcowy (a), obraz do dopasowania – podobieństwo do wzorca 92,8% (b), wynik otrzymany po dopasowaniu algorytmem EBMA – podobieństwo do wzorca 95,7% (c), nałożenie obrazu wzorcowego z dopasowywanym (d), nałożenie obrazu wzorcowego z otrzymanym po dopasowaniu (e)

Fig. 4. The heart before cardiosurgery, a) the reference image, b) a consecutive image – to be corrected – similarity to reference image 92.8%, c) the corrected image – similarity to reference image 95.7%, d) matching (a) and (b) images, e) matching (a) and (c) images



Rys. 5. Serce po wszczepieniu *by-passów*; (a) obraz wzorcowy, (b) obraz do dopasowania – podobieństwo do wzorca 73,1%, (c) wynik otrzymany po dopasowaniu algorytmem EBMA – podobieństwo do wzorca 90,2%, (d) nałożenie (a) z (b), (e) nałożenie (a) z (c)

Fig. 5. The heart before cardiosurgery, a) the reference image, b) a consecutive image – to be corrected – similarity to reference image 73.1%, c) the corrected image – similarity to reference image 90.2%, d) matching (a) and (b) images, e) matching (a) and (c) images

Tab. 1. Porównanie za pomocą współczynnika korelacji obrazów bijącego serca w świetle widzialnym przed i po dopasowaniu za pomocą metody EBMA
 Tab. 1. Comparison of beating heart images before and after correction

Sekwencja/Lp.	Wartość korelacji obrazów przed dopasowaniem	Wartość korelacji obrazów po dopasowaniu	Poprawa
przed / 1	0,928	0,957	0,029
przed / 2	0,968	0,988	0,020
przed / 3	0,983	0,991	0,008
przed / 4	0,848	0,904	0,054
przed / 5	0,948	0,972	0,024
po / 1	0,806	0,886	0,062
po / 2	0,800	0,868	0,068
po / 3	0,731	0,902	0,171
po / 4	0,704	0,920	0,216
po / 5	0,710	0,835	0,125
po / 6	0,691	0,875	0,184
po / 7	0,874	0,870	-0,004
po / 8	0,896	0,951	0,055

4. Dopasowanie obrazów termograficznych przy pomocy obrazów widzialnych

Synchronizacja zapisu sekwencji obrazów w świetle widzialnym oraz w podczerwieni sprawia, że i-ta klatka w obu sekwencjach przedstawia zarejestrowany obiekt w tym samym czasie. Różne są natomiast układy współrzędnych zapisywanego narządu, ponieważ środki obiektywów kamer odsunięte są od siebie o około 5cm. Biorąc pod uwagę, że rejestrowany obiekt oddalony jest od obiektywów o około 1,5m przyjmujemy, że zdjęcia pochodzące z obu kamer można odwzorować za pomocą przekształcenia afinicznego, dla którego równanie (6) jest zawsze prawdziwe.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & t_x \\ r_{10} & r_{11} & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

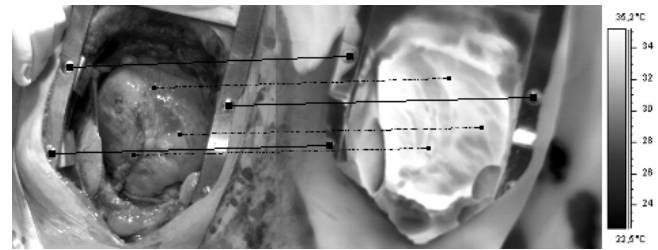
gdzie:

- t_x, t_y – wektor przesunięcia obrazu,
- r_{xy} – elementy macierzy powiększenia/obrotu,
- (x, y) – współrzędne punktu na jednym obrazie,
- (x', y') – współrzędne tego samego punktu na drugim obrazie.

Wystarczy, że znajdziemy na obrazach trzy odpowiadające sobie punkty, a z powyższego równania będziemy mogli wyznaczyć parametry przekształcenia (t_x, r_{xy}) funkcji transformacji układu współrzędnych pomiędzy obrazem zarejestrowanym w świetle widzialnym, a tym samym obrazem pochodzącym z podczerwieni. Po wyliczeniu parametrów transformacji można obliczyć, gdzie znajduje się każdy z punktów na obrazie termograficznym mając zadany punkt z obrazu w świetle widzialnym.

Znając funkcję przejścia z jednego obrazu na drugi, znając parametry dopasowania obrazów serca w świetle widzialnym oraz wiedząc, że zarejestrowane obrazy są zsynchronizowane, możemy wykorzystać punkty znalezione przy pomocy algorytmu EBMA do wyznaczenia odpowiadających punktów na obrazach termograficznych. Późniejsze przekształcenie obrazów termograficznych, zgodnie z punktami otrzymanymi z funkcji transformacji powinno ustabilizować serce na serii obrazów termograficznych.

Opisywany powyżej algorytm znajduje się jeszcze w fazie implementacji.



Rys. 6. Idea dopasowania sekwencji obrazów termograficznych przy pomocy obrazu w świetle widzialnym. Linie ciągłe łączą opowiadające sobie punkty do wyznaczenia funkcji transformacji. Linie przerywane wskazują niektóre punkty obliczone za pomocą funkcji transformacji

Fig. 6. The procedure of matching thermal images using known transformation of visual images. Solid lines indicate the same points in IR and visual images. Dotted lines indicate selected points indicated by transform function

5. Wnioski

Dzięki zastosowaniu algorytmu EBMA do znalezienia punktów kontrolnych, wykorzystywanych do przekształcenia dopasowanych obrazów, udało się ustabilizować sekwencje obrazów bijącego serca w świetle widzialnym. Współczynniki transformujące kolejne obrazy widzialne, po zastosowaniu do zsynchronizowanych obrazów podczerwieni, pozwalają na zastosowanie opisanej metody do stabilizacji sekwencji termograficznych bijącego serca. Aby tego dokonać należy zarejestrować zsynchronizowane sekwencje w świetle widzialnym i w podczerwieni i po znalezieniu charakterystycznych punktów potrzebnych do dopasowania narządów na obrazach w świetle widzialnym oraz wyliczeniu funkcji transformacji pomiędzy zsynchronizowanymi obrazami, można dopasować obrazy zarejestrowane w podczerwieni.

Praca wykonana została w ramach projektu badawczego rozwojowego R13 027 01. Autorzy dziękują wszystkim współpracownikom uczestniczącym w badaniach in vivo na zwierzętach i w warunkach klinicznych, które pozwoliły na uzyskanie materiału badawczego.

6. Literatura

- [1] Olesińska E., Branowski P., Mazurek W.: „Ocena termowizyjna stopnia aktywności zmian skórnych w przebiegu twardziny ograniczonej”, VII Konferencja Krajowa Termografia i Termometria w Podczerwieni, s. 135 140, 2006.
- [2] Nowakowski A.: „Quantitative active dynamic thermal IR-imaging and thermal tomography in medical diagnostic”, J.D. Bronzino (red.), Biomedical Engineering Handbook, Medical Devices and Systems (3rd edition), CRC Taylor&Francis, 2006.
- [3] Head J.F., Wang F., Lipari C.A., Elliott R.L.: „The important role of infrared imaging in breast cancer”, Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, vol. 19, no. 3, s. 52 57, 2000.
- [4] Parmar N.C., Kokar M.M.: „Target detection in fused X-band radar and IR images using the functional minimization approach to data association”, Intelligent Control, Proceedings of the 1994 IEEE International Symposium on, s. 51 56, 1994.
- [5] Kaczmarek M., Nowakowski A., Suchowirski M., Siebert J., Strojek W.: „Active dynamic thermography in cardiosurgery”, QIRT Journal, vol. 4, no. 1, s. 107 123, 2007.
- [6] Lin D.C.-C., Chau P.M.: „Human Vision System Aware Exhaustive Block-Matching Algorithm”, Multimedia and Expo, 2006 IEEE International Conference on, s. 237 240, 2006.
- [7] Wang Y. et. al.: „Video Processing and Communications”, Prentice-Hall, 2001.