

Łukasz MACIURA

Uniwersytet Rzeszowski, Instytut Informatyki

Karolina SIEROŃ-STOŁTNY, Aleksander SIEROŃ

Śląski Uniwersytet Medyczny, Katedra i Oddział Kliniczny Chorób Wewnętrznych,
Angiologii i Medycyny Fizykalnej

Konrad WOJCIECHOWSKI

Politechnika Śląska, Instytut Informatyki

MOZAIKOWANIE OBRAZÓW Z KAPSUŁY ENDOSKOPOWEJ

Streszczenie. W artykule przedstawiono badania i eksperymenty numeryczne, będące podstawą opracowanego algorytmu łączenia, do formy mozaiki, obrazów z kapsuły endoskopowej. Warunkiem stosowania algorytmu jest, aby łączone obrazy posiadały wspólny obszar, w którym wyznaczana jest odpowiedniość punktów, pozwalająca z kolei na wyznaczenie parametrów transformacji kompensującej ruch kapsuły występujący pomiędzy chwilami, w których pozyskane były mozaikowane obrazy. Opracowany algorytm, w przypadku obrazów z kapsuły endoskopowej, okazał się szybszy i porównywalnie dokładny jak komercyjny algorytm GDB-ICP.

Słowa kluczowe: kapsuła endoskopowa, mozaikowanie obrazów, nakładanie obrazów, pasowanie punktów kluczowych

REGISTRATION OF IMAGES FROM CAPSULE ENDOSCOPY

Summary. This paper presents numerical research and experiments giving rise to developed algorithm to connect into form of mosaic, images from the capsule endoscopy. In order to apply the algorithm, combined images must have a common area where the correspondence of points is determined. That allows to determine the transformation parameters to compensate movement of the capsule that occurs between moments when the mosaic images were acquired. The developed algorithm for images from the capsule endoscopy has proved to be faster and comparably accurate as commercial GDB-ICP algorithm.

Keywords: capsule endoscopy, image registration, image mosaic, keypoints matching

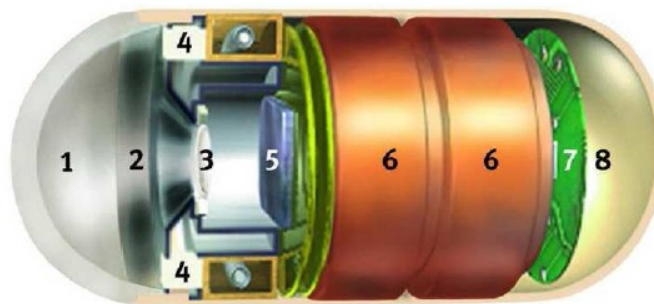
1. Wstęp

1.1. Cel badań

Przedmiotem badań była analiza dostępnych algorytmów nakładania i mozaikowania obrazów, udoskonalenie wybranych algorytmów i stworzenie takiego algorytmu, który mógłby skutecznie skonstruować mozaikę z obrazów pochodzących z kapsuły endoskopowej.

1.2. Kapsuła endoskopowa

Kapsuła endoskopowa [3, 4], z której pochodzi materiał badawczy, jest nowoczesnym podejściem w badaniu przewodu pokarmowego człowieka. Pozwala ona uniknąć gastrokopii (bardzo uciążliwego badania), a także przejrzeć cały układ pokarmowy człowieka wielokrotnie, ponieważ obrazy zostają zapisane na dysku komputera. Budowa typowej kapsuły endoskopowej [4] została przedstawiona na rysunku 1.



Rys. 1. Budowa kapsuły endoskopowej: 1 – kopuła optyczna, 2 – oprawka soczewki, 3 – soczewka, 4 – diody świecące, 5 – system akwizycji obrazów CMOS, 6 – bateria, 7 – transponder ASIC, 8 – antena

Fig. 1. Construction of the capsule endoscopy: 1 – optical dome, 2 – lens holder, 3 – lens, 4 – illuminating LEDs, 5 – CMOS imager, 6 – battery, 7 – ASIC transmitter, 8 – antenna

Proces badania endoskopowego za pomocą kapsuły jest następujący. Na początku na brzuchu pacjenta umieszczane jest urządzenie antenowe, umożliwiające odbiór sygnału wizyjnego nadawanego przez kapsułę. Pacjent połyka kapsułę endoskopową, która przemieszcza się przez cały przewód pokarmowy człowieka, robiąc 2 zdjęcia na sekundę, co daje, według informacji producenta [3], ponad 50000 zdjęć podczas całego badania. Kapsuła jest jednorazowego użytku. Zdjęcia przesłane do zewnętrznego urządzenia są zgrywane na dysk stanowiska komputerowego z systemem Rapid Reader, służącego do przeglądania tych zdjęć.

1.3. Mozaikowanie obrazów a nakładanie obrazów

Mozaikowanie obrazów (ang. *image mosaicing*) [1, 2] jest procesem polegającym na utworzeniu jednego obrazu przez sprowadzenie wszystkich obrazów do wspólnej płaszczy-

znych, czyli takie nałożenie obrazów pochodzących z różnych pozycji kamery lub kilku kamer, które utworzyłyby jeden obraz zawierający w sobie wszystkie obrazy. Aby to było możliwe do wykonania, obrazy te muszą mieć część wspólną lub geometria epipolarna pomiędzy kamerami musi być znana (kamery skalibrowane).

Zadaniem podobnym do mozaikowania obrazów jest nakładanie obrazów (ang. *image registration*). Nakładanie różni się tym od mozaikowania, że obrazy niekoniecznie pochodzą z różnych pozycji kamer, mogą natomiast być różnego typu i pochodzić z różnych źródeł. W literaturze przez *image registration* rozumiane jest zarówno nakładanie, jak i mozaikowanie obrazów. Wiele technik nakładania obrazów może być pomocnych w mozaikowaniu, jednak mozaikowanie jest często trudniejsze z powodu występowania transformacji perspektywicznej pomiędzy obrazami.

Z powodu różnorodności obrazów, które mają być nakładane, oraz z powodu innych uwarunkowań, niemożliwe jest zaprojektowanie uniwersalnej metody ich nakładania, niemniej jednak każda taka technika składa się z następujących kroków [6]:

1. Wyodrębnianie cech. Wykrywane są istotne i wyróżniające się struktury (obszary o zamkniętej granicy, krawędzie, kontury, skrzyżowania linii, narożniki, itd.). Dla dalszego przetwarzania, te cechy mogą być reprezentowane przez punkty (środki ciężkości, zakończenia linii, wyróżniające się punkty), które w literaturze nazywa się punktami kontrolnymi.
2. Pasowanie cech. Znajdywana jest korespondencja między cechami w przetwarzanym obrazie i znalezionymi cechami w obrazie odniesienia. Do tego celu są użyte różne deskryptory cech i miary podobieństwa wraz z przestrzennymi relacjami między cechami.
3. Estymacja modelu transformacji. Wyznaczany jest typ i model funkcji odwzorowania, pomiędzy obrazem nakładanym a obrazem odniesienia. Parametry funkcji odwzorowania są wyliczane za pomocą ustalonych korespondencji cech.
4. Resampling i transformacja obrazu. Rozpatrywany obraz jest przekształcony przy pomocy funkcji odwzorowania. Wartości w obrazie w punktach o niecałkowitych współrzędnych są przeliczane poprzez odpowiednią technikę interpolacji.

Istnieją również metody odstające od tej reguły, jak np. GDB-ICP [11, 16], która powtarza iteracyjnie kroki 2 i 3 sukcesywnie zwiększając okno, w którym są pasowane punkty. Transformacja w każdym kolejnym kroku jest coraz bliższa idealnej.

1.4. Analiza i porównanie dostępnych technik pasowania punktów kluczowych pod względem przydatności do algorytmu mozaikowania obrazów z kapsuły endoskopowej

W wyniku analizy znalezionych w literaturze technik pasowania punktów kluczowych, można stwierdzić, że jedynie techniki bazujące na deskryptorach SURF (*Speeded Up Robust Features*) [8] i SIFT (*Scale Invariant Feature Transform*) [9, 10] posiadają właściwości, które umożliwiają im pasowanie punktów kluczowych w obrazach z kapsuły endoskopowej, ponieważ jako jedyne działają niezależnie od rotacji, zmian jasności i skali pomiędzy obrazami. Pozostałe techniki mogłyby być wykorzystane jedynie w przypadku poznania wcześniej przybliżonej transformacji.

W wyniku badań wstępnych, polegających na porównywaniu działania technik pasowania SURF i SIFT na obrazach z kapsuły endoskopowej, okazało się, że technika SIFT działała lepiej niż SURF. Z tego względu technika SIFT została wybrana do zastosowania w początkowym etapie opracowanego algorytmu.

2. Opracowany algorytm mozaikowania obrazów

W niniejszym punkcie przedstawiono wyniki badań prowadzących do stworzenia oryginalnego algorytmu mozaikowania obrazów z kapsuły endoskopowej oraz opis kompletnego algorytmu. Algorytm ten powstał w wyniku syntezy technik i algorytmów opisywanych w literaturze oraz stworzonych na jego potrzeby. Został on nazwany *algorytmem czwórkowym*.

2.1. Wstępne przetwarzanie

W opracowanym algorytmie wstępne przetwarzanie obrazów wejściowych odgrywa ważną rolę. Pozwala ono w późniejszym etapie (tzn. w czasie wyodrębniania punktów kluczowych) wybrać te punkty, które będą bardziej przydatne w procesie szukania par korespondencji. Pierwszym etapem wstępnego przetwarzania obrazów jest detekcja zakłóceń, które nie powinny być brane pod uwagę przy wyodrębnianiu i pasowaniu punktów kluczowych, gdyż przedstawiają one treść przemieszczającą się względem ścianki układu pokarmowego. Proces detekcji tych zakłóceń polega na progowaniu kanału nasycenia barwy (S) w przestrzeni barw HSV [20]. Wykorzystywany jest tu fakt, że treść pokarmowa ma dużo mniejszy poziom nasycenia barwy w stosunku do ścianki przewodu pokarmowego. Drugim etapem wstępnego przetwarzania obrazów jest wyznaczenie obszarów, w których najlepiej szukać punktów kluczowych, czyli okolic głównych krawędzi i narożników w obrazie, odznaczających się wysoką

zmianą kontrastu. Miejsca te są wyznaczane przez obliczenia miary natężenia, która zostanie następnie sprogowana w celu uzyskania obrazu binarnego:

$$M(x, y) = A(x, y) + C(x, y). \quad (1)$$

Ostatecznie, za pomocą operacji logicznych na obrazach binarnych, tworzony jest obraz binarny punktów obrazu, które nie należą do zakłóceń i jednocześnie należą do głównych krawędzi i narożników. Obraz ten posłuży do późniejszego odrzucenia punktów kluczowych, które nie leżą we właściwych obszarach.

2.2. Punkty kluczowe obrazów wejściowych

Kolejnym krokiem niniejszego algorytmu jest ekstrakcja punktów kluczowych dla obrazów wejściowych. W wyniku porównania dostępnych algorytmów pod względem ich właściwości oraz badań wstępnych, porównujących techniki pasowania punktów kluczowych, dokonano wyboru techniki SIFT jako algorytmu pasowania pojedynczych punktów kluczowych w opracowanym algorytmie.

Kolejnym etapem było usunięcie tych punktów kluczowych, które leżą na krawędzi pola widzenia kamery oraz leżących w rejonach oznaczonych jako zakłócenia. Jednocześnie odrzucane są punkty, które nie leżą w obszarach wokół głównych krawędzi i narożników na podstawie obrazu binarnego opisanego wcześniej.

2.3. Technika znajdowania czterech najlepszych korespondencji

Technika znajdowania czterech najlepszych korespondencji została opracowana na potrzeby niniejszego algorytmu. Jest ona jednym z głównych jego elementów. Polega ona na tym, że porównane zostają wszystkie możliwe kombinacje czwórek dopasowań z 50 najlepiej ocenionych dopasowań (pod względem stosunku odległości deskryptora pasowanego do dwóch najbliższych sąsiadów – w sensie podobieństwa) i znalezione zostają najlepsze czwórki. W przypadku gdy dopasowań jest mniej niż 50, porównywane zostają wszystkie możliwe kombinacje czwórek dopasowań ze zbioru wszystkich dopasowań. Czwórki te są oceniane za pomocą specjalnej funkcji oceniającej. Im mniejsza jest wartość funkcji oceniającej, tym dana czwórka jest lepsza. W funkcji oceniającej brane są pod uwagę różnice deskryptorów SIFT oraz podobieństwa geometryczne pasowanych czwórek. Funkcja ta jest opisana wzorem:

$$F = \sum_{i=1}^4 D(P_i, P'_i) \sqrt{\sum_{k=1}^{12} (A_k - A'_k)^2}, \quad (2)$$

gdzie: $D(P_i, P'_i)$ to odległości deskryptorów SIFT (pod względem podobieństwa) dla poszczególnych odpowiadających sobie punktów P_i i P'_i i na obu obrazach, $A_k - A'_k$ to różnice dwunastu odpowiadających sobie wszystkich możliwych kątów powstałych z czwórki punk-

tów na obu obrazach. Po posortowaniu wszystkich kombinacji czwórek pod względem funkcji oceny, wśród najlepszych czwórek powinny znaleźć się poprawne rozwiązania (o ile istnieją). Technika ta działa najlepiej przy założeniu, że ogólna transformacja perspektywiczna pomiędzy obrazami jest zbliżona do transformacji afinicznej.

2.4. Wyznaczanie opcjonalnych transformacji perspektywicznych pomiędzy obrazami

Kolejnym etapem jest wyznaczenie różnych wersji transformacji perspektywicznych pomiędzy parą obrazów. Operacja ta jest wykonywana wielokrotnie w głównej pętli programu, gdzie obliczane są różne wersje transformacji na podstawie 100 najlepszych czwórek korespondencji SIFT. Ostatecznie najlepsza wersja transformacji jest uznawana za poprawną i użyta do utworzenia mozaiki. Obliczenie transformacji odbywa się za pomocą algorytmu wyznaczania transformacji perspektywicznej na podstawie korespondencji czterech punktów. Analizując macierz transformacji perspektywicznej, możliwe jest odrzucenie na tym etapie błędnych transformacji wynikających z błędnych czwórek dopasowań. Wystarczy sprawdzić, czy pewne parametry transformacji mają poprawne wartości. Znacząco przyspiesza to działanie algorytmu, ponieważ błędne transformacje nie muszą być już analizowane i można przejść do kolejnej iteracji w głównej pętli programu.

2.5. Wykonanie transformacji w celu jej oceny

W celu wybrania najlepszej macierzy transformacji konieczne jest najpierw wykonanie każdej z transformacji, a następnie ich ocena. Gdy znana jest transformacja w formie macierzy transformacji, jej wykonanie jest proste. Do wykonania tej transformacji wykorzystuje się technikę transformacji na podstawie macierzy transformacji perspektywicznej oraz technikę interpolacji dwuliniowej. Dla najlepszych $N = 100$ czwórek w pętli obliczane są transformacje, które zostają wykonane, jeśli macierz transformacji jest poprawna (parametry skali są z zakresu $\langle 0, 1 \rangle$). Wykonane na podstawie tych macierzy transformacje poddane będą następnie ocenie.

2.6. Poszukiwanie najlepszej transformacji

Kolejnym krokiem w głównej pętli programu jest analiza wykonanych transformacji w celu wyboru macierzy najlepiej ocenionej transformacji – macierz ta ostatecznie zostanie użyta do utworzenia mozaiki. Algorytm poszukiwania najlepszej transformacji polega na dopasowaniu krawędzi pomiędzy przetransformowanym obrazem nakładanym i obrazem odniesienia, oraz zliczaniu punktów należących do krawędzi, które pokrywają się w części wspólnej obu obrazów i mają podobną orientację (kąąt nachylenia krawędzi). Liczba tych punktów

jest oceną analizowanej transformacji. Krawędzie w obrazach są wyodrębniane za pomocą detektora krawędzi Canny'ego [15]. Oprócz samych krawędzi w obrazie nakładanym i w obrazie odniesienia należy obliczyć orientacje punktów obrazu, które posłużą później do porównania pasowanych krawędzi pod względem różnicy kątów ich orientacji. Obliczenie orientacji odbywa się po wcześniejszym obliczeniu pochodnych cząstkowych funkcji jasności obrazu. Do oceny transformacji służy oryginalna funkcja, która oblicza liczbę pokrywających się punktów krawędziowych na obu obrazach binarnych, które mają podobną orientację. Liczba pokrywających się punktów jest oceną transformacji, tym lepszą, im ta liczba jest większa.

2.7. Normalizacja okien

Podczas procesu mozaikowania bardzo ważnym elementem jest utworzenie odpowiednich okien na obraz przetransformowany, oraz obraz wyniku w postaci mozaiki. W wyniku transformacji często zdarza się, że obraz przetransformowany i mozaika są większe od obrazów wejściowych i przesunięte w stosunku do nich. Gdyby do utworzenia obrazu przetransformowanego i obrazu mozaiki użyć takich samych okien, jak w obrazach wejściowych, to wynik mógłby nie pomieścić się w oknie. Oprócz zwiększenia rozmiarów okna należy też odpowiednio poprzesuwać obrazy wejściowe, tak by wynik transformacji nie przekraczał obszaru okna z lewej strony lub od góry.

Właściwy proces normalizacji okien rozpoczyna się po znalezieniu najlepszej transformacji. Na początku procesu normalizacji okien algorytm, za pomocą wzoru na punkty należące do okręgu, sprawdza, które współrzędne $P(x, y)$ leżą na okręgu granicznym pola widzenia obrazu z kapsuły endoskopowej (będącego pierwszym parametrem programu). Po wyznaczeniu punktów granicznych algorytm oblicza nowe ich współrzędne, w jakich znajdują się po operacji wykonania transformacji obrazu. Współrzędne te są obliczane na podstawie macierzy transformacji. Następnym etapem jest znalezienie czterech najbardziej skrajnych punktów z uzyskanego zbioru nowych współrzędnych punktów granicznych. Są to punkty skrajnie położone: na lewo, na prawo, w górę i w dół. Dzięki nim można obliczyć wymagany rozmiar okna oraz wymagany wektor przesunięcia obrazów (by obraz wynikowy nie wystawał poza lewą i poza górną krawędź okna).

2.8. Ostateczna transformacja i tworzenie mozaiki

Macierz najlepszej transformacji, wyznaczona na podstawie odpowiedniości punktów w obrazach po normalizacji (patrz punkt 3.7), jest wykorzystana do ostatecznej transformacji znormalizowanego obrazu nakładanego. Do wykonania transformacji wraz z resamplingiem używana jest funkcja *cvWarpPerspective* z biblioteki *OpenCV*. Wykorzystano w niej technikę

transformacji na podstawie macierzy transformacji perspektywicznej oraz technikę interpolacji dwuliniowej.

Ostatnim etapem tworzenia mozaiki obrazów jest tzw. fuzja obrazów [24]. Ogólnie pojęcie fuzji obrazów oznacza odpowiednie połączenie ze sobą informacji dla dwóch lub większej liczby obrazów. Szersze pojęcie fuzji obejmuje nałożenie obrazów, a następnie połączenie ze sobą odpowiadających sobie pikseli. W wyniku badań zostały utworzone następujące algorytmy fuzji obrazów (pozostawione do wyboru przez użytkownika): fuzja metodą średniej arytmetycznej wartości kanałów *RGB*, fuzja obrazów techniką maksymalizacji wartości kanałów *RGB*, fuzja techniką mieszania barw, fuzja połączona z redukcją zakłóceń. Fuzja metodą średniej arytmetycznej wartości kanałów *RGB* polega na wstawianiu do obrazu wynikowego pikseli powstałych przez obliczenie średniej arytmetycznej odpowiadających sobie kanałów *RGB*, odpowiadających sobie pikseli w parze obrazów. Fuzja metodą maksymalizacji wartości kanałów *RGB* polega na wstawianiu do obrazu wynikowego pikseli powstałych przez obliczenie maksimum odpowiadających sobie kanałów *RGB*, odpowiadających sobie pikseli w parze obrazów. Fuzja metodą mieszania barw polega na wstawianiu do obrazu wynikowego średniej ważonej wartości odpowiadających sobie kanałów *RGB*, odpowiadających sobie pikseli w parze obrazów. Współczynniki wag tej średniej ważonej obliczane są na podstawie proporcji odległości danego piksela od granic części wspólnej obrazów z poszczególnymi obrazami. Powoduje to płynne przejście z części wspólnej obrazów do poszczególnych obrazów. Fuzja połączona z usunięciem zakłóceń polega na wyborze do obrazu wynikowego tego piksela z odpowiadających sobie pikseli w obrazach wejściowych, który posiada wyższy poziom nasycenia barwy (kanału *S* w przestrzeni barw *HSV*). Wynika to z tego, że zakłócenia oraz czarne tło wokół obrazu właściwego posiadają dużo niższy poziom nasycenia barwy.

2.9. Całościowe przedstawienie opracowanego algorytmu mozaikowania obrazów

Opracowany algorytm mozaikowania obrazów, nazwany *algorytmem czwórkowym* prezentuje się następująco:

1. Wczytanie obrazu nakładanego i obrazu odniesienia.
2. Wyznaczenie niepewnych fragmentów obrazów.
3. Wyznaczenie krawędzi obrazu odniesienia techniką Canny'ego i usunięcie tych krawędzi, które są spowodowane zakłóceniami.
4. Obliczenie orientacji gradientu dla punktów należących do obrazu odniesienia.
5. Wyodrębnienie obszarów w otoczeniu dominujących krawędzi i narożników.
6. Wyznaczenie punktów kluczowych SIFT w obszarach wyznaczonych w poprzednim kroku i jednocześnie nienależących do niepewnych fragmentów obrazu (wyznaczonych w kroku drugim).

7. Znalezienie dopasowań punktów kluczowych SIFT pomiędzy obrazami.
8. Sortowanie dopasowań w porządku niemalejącym pod względem ilorazu odległości do ich dwóch najbliższych sąsiadów (co powoduje uszeregowanie dopasowań od najlepszego do najgorszego).
9. Jeżeli dopasowań jest mniej niż 10, następuje koniec działania algorytmu i wyświetlenie komunikatu o zbyt małej liczbie znalezionych dopasowań.
10. Jeżeli dopasowań jest więcej niż 50, to w dalszej części będzie brany pod uwagę podzbiór $N=50$ najlepszych pod względem oceny dopasowań ze zbioru wszystkich dopasowań, w przeciwnym wypadku w dalszej części będzie brany pod uwagę zbiór wszystkich dopasowań (którego liczebność wynosi N).
11. Znalezienie wszystkich możliwych kombinacji najlepszych czwórek spośród zbioru N dopasowań SIFT (wyznaczonego w poprzednim kroku) i ich ocena.
12. Sortowanie czwórek dopasowań pod względem oceny.
13. Dla pierwszych 100 (najlepszych pod względem oceny) czwórek:
 - a) wyznaczenie macierzy transformacji na podstawie czwórki dopasowań,
 - b) jeżeli macierz przybliżonej transformacji jest nieprawidłowa, następuje przeskoczenie do następnej iteracji pętli,
 - c) wykonanie transformacji na obrazie nakładanym,
 - d) wyznaczenie krawędzi techniką Canny'ego dla przetransformowanego obrazu nakładanego,
 - e) obliczenie orientacji gradientu dla punktów należących do obrazu nakładanego po transformacji,
 - f) obliczenie liczby pokrywających się punktów krawędziowych o podobnej orientacji,
 - g) jeżeli ocena analizowanej transformacji jest lepsza niż aktualna maksymalna ocena, następuje zapamiętanie macierzy transformacji oraz punktów kluczowych, za pomocą których była wyznaczona. Oceną analizowanej transformacji zostaje maksymalna ocena.
14. Faza końcowa (gdy maksymalna ocena jest większa od 0):
 - a) normalizacja okien (przekształcenie okien obrazów wejściowych wraz z ich przesunięciem oraz utworzenie okien o odpowiednich rozmiarach dla przetransformowanego obrazu i dla obrazu wynikowego mozaiki),
 - b) przy nieprawidłowych parametrach okien następuje przerwanie programu i komunikat o niemożności wykonania mozaiki,
 - c) utworzenie nowej macierzy transformacji na podstawie zapamiętanych punktów kluczowych, jeśli nastąpiło przesunięcie obrazów podczas normalizacji okien,
 - d) wykonanie transformacji na podstawie najlepszej macierzy transformacji,

- e) ostateczne utworzenie mozaiki. W przeciwnym przypadku następuje wyświetlenie komunikatu o niemożności utworzenia mozaiki.

3. Badania eksperymentalne – porównanie działania *algorytmu czwórkowego* z komercyjnym algorytmem GDB – ICP dla obrazów z kapsuły endoskopowej

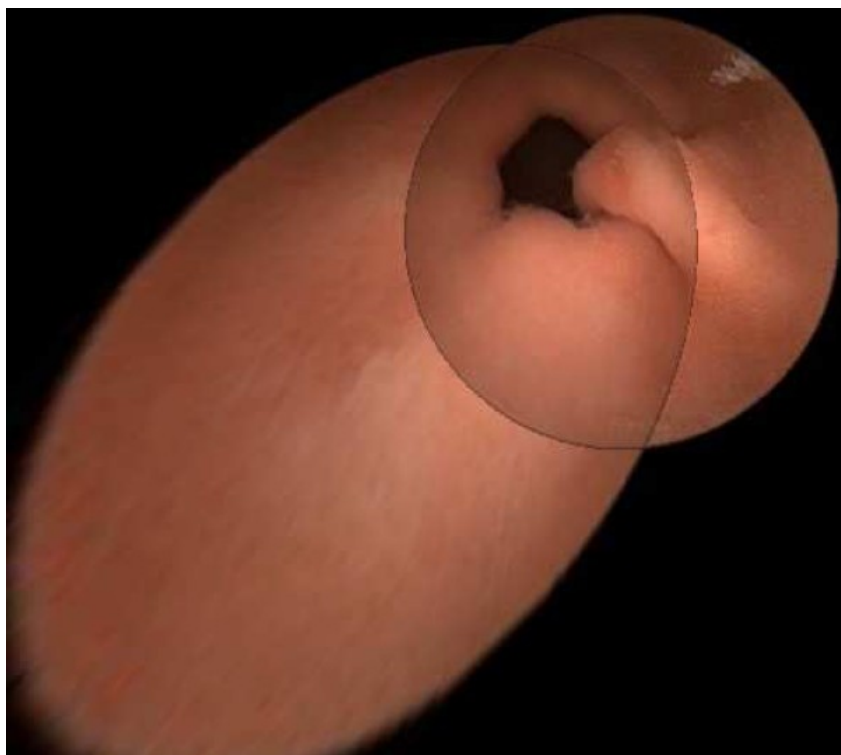
W punkcie tym zostanie porównany, pod względem dokładności i czasu działania, *algorytm czwórkowy* z algorytmem GDB – ICP. Algorytm GDB – ICP był jedynym algorytmem znalezionym przez autora, który radził sobie z mozaikowaniem obrazów z kapsuły endoskopowej i był dostępny w sieci w formie pliku wykonywalnego. Niestety źródła tego algorytmu nie były dostępne, więc nie można było dokonać żadnej jego modyfikacji. Publikacje [13, 20] opisujące ten algorytm zawierały zbyt mało informacji, by było możliwe samodzielne napisanie kodu źródłowego. Wadą algorytmu GDB – ICP jest bardzo długi czas obliczeń. Zarówno algorytm GDB – ICP, jak i opracowany *algorytm czwórkowy* pobierały dwa obrazy wejściowe, a wynik zapisywany był do pliku.

Poniższa tabela zbiorczo przedstawia wyniki działania obydwu algorytmów dla testowych par obrazów. Zostały w niej podane oceniona jakościowo poprawność utworzenia mozaiki i jej czas utworzenia. Poprawność oceniono według następującej skali:

- +++ to idealna lub prawie idealna mozaika,
- ++ to mozaika zawierająca widoczne błędy w transformacji, ale w miarę poprawna,
- + to mozaika zawierająca duże błędy w transformacji, ale w przybliżeniu poprawna,
- 0 to mozaika całkowicie błędna lub brak pliku wynikowego.

Tabela 1
Porównanie algorytmów: czwórkowego i GDB – ICP

Para	<i>Algorytm czwórkowy</i>		Algorytm GDB – ICP	
	dokładność	czas [s]	dokładność	czas [s]
1	+++	6	+++	177
2	0	-	0	166
3	++	4	+++	232
4	+++	5	++	289
5	++	3	+	290
6	++	4	0	208
7	+++	7	+++	37



Rys. 2. Mozaika utworzona na podstawie pary obrazów z kapsuły endoskopowej. Zastosowano tu fuzję metodą średniej arytmetycznej kanałów RGB

Fig. 2. Mosaic created from pair of images from the capsule endoscopy. Fusion method used is the arithmetic average of the RGB channels



Rys. 3. Mozaika utworzona na podstawie trzech obrazów z kapsuły endoskopowej. Zastosowano tu fuzję metodą mieszania barw

Fig. 3. Mosaic created from three images from the capsule endoscopy. Fusion method used is a mix of colors

Porównując wykonane serie eksperymentów pod względem dokładności, *algorytm czwórkowy* działał porównywalnie do algorytmu GDB – ICP. Niewątpliwym plusem *algorytmu czwórkowego* jest szybkość działania. We wszystkich opisanych przypadkach działał on szybciej niż algorytm GDB – ICP. W najlepszym przypadku 96,7 razy szybciej, a w najgorszym 5,3 razy szybciej od algorytmu GDB – ICP. Mozaika przykładowej pary obrazów z kapsuły endoskopowej, utworzona za pomocą opracowanego *algorytmu czwórkowego*, została przedstawiona na rysunku 2.

Opracowany algorytm może również utworzyć mozaikę z większej liczby obrazów. Dla przykładu, aby utworzyć mozaikę z trzech obrazów, trzeba najpierw utworzyć mozaikę z pary obrazów i wynik tej mozaiki podać jako drugi parametr w następnym wywołaniu programu, dołączając do tej mozaiki kolejny obraz jako pierwszy parametr. Przykład takiej mozaiki widzimy na rysunku 3.

4. Podsumowanie

Przeprowadzono badania nad istniejącymi algorytmami nakładania i mozaikowania obrazów, udoskonalono wybrane algorytmy i stworzono taki algorytm, który mógłby skutecznie skonstruować mozaikę z obrazów pochodzących z kapsuły endoskopowej. Algorytm ten został nazwany *algorytmem czwórkowym*. Został również opracowany algorytm usuwania zakłóceń w obrazach z kapsuły endoskopowej w trakcie fuzji obrazów.

Po przeprowadzeniu końcowych badań eksperymentalnych okazało się również, że opracowany algorytm jest wielokrotnie szybszy od komercyjnego algorytmu GDB – ICP dla obrazów z kapsuły endoskopowej i jednocześnie porównywalnie dokładny. Trzeba również nadmienić, że algorytm GDB – ICP był jedynym znalezionym przez autora algorytmem, który radził sobie z mozaikowaniem tychże obrazów.

Celem prac przedstawionych w artykule nie było stworzenie narzędzia diagnostycznego, a jedynie wykonanie badań, które do stworzenia takiego narzędzia mogą doprowadzić. Warto zauważyć, że badania w tym zakresie, a szczególnie wyniki uzyskane podczas badań, są oryginalne. Ocena eksperta w tej fazie badań sprowadzała się do stwierdzenia, czy uzyskane teoretycznie wyniki rokują możliwość zastosowań praktycznych.

Źródło finansowania: Projekt „Innowacyjny Uniwersytet Rzeszowski” realizowany przez UCTT UR w ramach programu MNiSW „Kreator innowacyjności – wsparcie innowacyjnej przedsiębiorczości akademickiej”.

BIBLIOGRAFIA

1. Yue W., Yun-donga W., Huia W.: Free Image Registration and Mosaicing Based on Tin and Improved Szeliski Algorithm. The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences ISPRS Congress, Beijing 2008.
2. Kanazawaa Y., Kanatanib K.: Image mosaicing by stratified matching. *Image and Vision Computing*, Vol. 22, 2004, s. 93÷103.
3. Strona internetowa dystrybutora systemu kapsuły endoskopowej w Polsce, firmy Hammer med., <http://pillcam.hammer.pl/>.
4. Silva Cunha J. P., Coimbra M., Campos P., Soares J. M.: Automated Topographic Segmentation and Transit Time Estimation in Endoscopic Capsule Exams. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 27, No. 1, 2008.
5. Zitova B., Flusser J.: Image registration methods: a survey. Department of Image Processing, Institute of Information Theory and Automation, Academy of Sciences, Czech Republic 2003.
6. Maintz A. J. B., Viergever M. A.: A Survey of Medical Image Registration. Image Sciences Institute, Utrecht University Hospital, Utrecht, Netherlands 1997.
7. Pollefeys M., Van Gool L., Vergauwen M., Verbiest F., Cornelis K., Tops J.: Visual modeling with a hand-held camera. *International Journal of Computer Vision*, 2004.
8. Bay H., Ess A., Tuytelaars T., Van Gool L.: *Speeded Up Robust Features (SURF)*. Elsevier, 2008.
9. Lowe D. G.: Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints. *International Journal of Computer Vision*, 2004.
10. Chen J., Tian J.: Rapid Multi – modality preRegistration based on SIFT descriptor. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA 2006.
11. Yang G., Stewart C.V., Sofka M., Tsai C.-L.: Registration of Challenging Image Pairs: Initialization, Estimation, and Decision. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 29, No. 11, 2007.
12. Matas J., Chuma O.: Randomized RANSAC with Td,d test. *Image and Vision Computing*, Vol. 22, 2004, s. 837÷842.
13. Xie G., Shen H.: *Automated Digital Image Registration and its Parallel Implementation*. New Horizons of Parallel and Distributed Computing, Springer US, 2005.
14. Pluim J. P. W., Maintz A. J. B., Viergever M. A.: Mutual information based registration of medical images: a survey. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. XX, 2003.

15. Canny J.: A computational approach to edge detection. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1986.
16. Yang G.: Towards General-Purpose Image Registration. PhD Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, New York, USA 2007.
17. Goshtasby A. A.: 2-D and 3-D image registration for medical, remote sensing and industrial application. John Wiley and Sons, Inc 2005.
18. Forsyth D. A., Ponce J.: Computer Vision: A Modern Approach. Prentice-Hall, 2003.
19. Hartley R., Zisserman A.: Multiple View Geometry in Computer Vision Second Edition. Cambridge University Press, 2003.
20. Palus H.: Wybrane zagadnienia przetwarzania obrazów barwnych. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2006.

Wpłynęło do Redakcji 15 stycznia 2012 r.

Abstract

The aim of the research was to develop an algorithm capable of producing in an automatic aggregate of visual information from images derived from the capsule endoscopy, which have a common area – that is a mosaic of these images. As a result of the analysis and preliminary tests of available points matching techniques on capsule endoscopy images algorithm SIFT (Scale Invariant Feature Transform) [9, 10] has been selected in the initial stage of the developed registration algorithm.

The first step developed algorithm is keypoints detection and matching using SIFT. Then the matches must be reduced. After reduction remains only those matches that do not belong to the distortions (wandering in the digestive tract content) and also are close to dominant edges and corners. Disturbances can be identified that have low levels of color saturation. Areas of dominant edges and corners are extracted by thresholding the intensity measurement described by formula (1) calculated from the partial derivatives.

The next step is to find 50 the best SIFT matches by two nearest neighbors technique and analysis of all combinations of 4 from 50 matches. Each foursome matches are analyzed using (2). Its result depends on the differences of corresponding angles in the top four and the differences of corresponding descriptors. The result of this function is less than the given four is better. After evaluating all combinations 100 best fours of matches are chosen, which pass to the next stage of the algorithm.

In the main loop are analyzed top 100 fours. For this purpose is performed the test target image transformation to match the reference image. Each transformation matrix is graded in terms of number of overlapping points at the edges (detected by Canny algorithm) of similar orientation in both images. Transformation matrix having the highest score is used to create mosaics.

Finally the comparison of working developed algorithm and commercial GDB – ICP algorithm (tab. 1) showed that the developed algorithm is faster and comparably accurate than GDB – ICP algorithm (for capsule endoscopy images).

Adresy

Łukasz MACIURA: Uniwersytet Rzeszowski, Instytut Informatyki, ul. Dekerta 2, 35-030 Rzeszów, Polska, lmaciura@univ.rzeszow.pl.

Karolina SIEROŃ-STOŁTNY: Śląski Uniwersytet Medyczny, Katedra i Oddział Kliniczny Chorób Wewnętrznych, Angiologii i Medycyny Fizykalnej, ul. Stefana Batorego 15, 41-902 Bytom.

Aleksander SIEROŃ: Śląski Uniwersytet Medyczny, Katedra i Oddział Kliniczny Chorób Wewnętrznych, Angiologii i Medycyny Fizykalnej, ul. Stefana Batorego 15, 41-902 Bytom.

Konrad WOJCIECHOWSKI: Politechnika Śląska, Instytut Informatyki, ul. Akademicka 16, 44-100 Gliwice.