

Regina Tokarczyk*, Michał Huppert**

AUTOMATYCZNA DETEKCJA I POMIAR MARKERÓW
W FOTOGRAMETRYCZNYM SYSTEMIE
TRÓJWYMIAROWEGO POZYCJONOWANIA CIAŁA
DLA CELÓW REHABILITACJI LECZNICZEJ***

1. Wprowadzenie

Opracowany w Zakładzie Fotogrametrii i Informatyki Teledetekcyjnej cyfrowy system pomiarowy dla celów rehabilitacji leczniczej umożliwia pomiar wybranych przez lekarza punktów ciała ludzkiego oraz wyznaczenie ich położenia w trójwymiarowej przestrzeni. System składa się z urządzeń do rejestracji obrazów i oprogramowania, służącego do pomiaru zdjęć, obliczenia przestrzennego położenia mierzonych punktów, wykonania na tej podstawie pewnych analiz i sporządzenia dokumentacji w postaci wykresów i tabel. Do rejestracji obrazów służą dwa skalibrowane cyfrowe aparaty fotograficzne o osiach kamer zbieżnych pod kątem umożliwiającym rejestrację na zdjęciach całego ciała człowieka, w tym jego części odbitej w lustrze będącym również częścią systemu. Wyznaczane pomiarem fotogrametrycznym punkty są przeniesieniem elementów kośćca na powierzchnię ciała pacjenta i są sygnalizowane styropianowymi kulkami. Do umiejscowienia modelu zbudowanego na podstawie zdjęć w zewnętrznym układzie odniesienia służą fotopunkty w postaci papierowych białoczarnych znaczków umieszczonych na płaszczyźnie lustra.

Dotychczasowy manualny sposób pomiaru punktów na zdjęciach czyni system mało konkurencyjnym w porównaniu z niektórymi innymi systemami wykorzystywanymi w rehabilitacji leczniczej, zatem automatyzacja pomiaru jest logicznym etapem optymalizacji i rozwoju systemu.

* Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Geodezji Górniczej i Inżynierii Środowiska

** „Aplikos” sp. z o.o., Kraków

*** Opracowanie wykonano w ramach grantu KBN nr 4 T12E 05227

2. Założenia metody detekcji

Po przestudiowaniu literatury dotyczącej systemów stosowanych do pomiaru ciała ludzkiego [1] i biorąc pod uwagę założenia oraz warunki działania naszego systemu, do detekcji sygnałów na ciele pacjenta postanowiono zastosować segmentację obrazu z wykorzystaniem barwy. Ułatwieniem tej detekcji jest możliwość barwienia styropianowych kulek na dowolny kolor, zatem najlepiej na taki, który nie występuje lub występuje bardzo rzadko na zdjęciach fotografowanych w gabinecie lekarskim pacjentów. Po eksperymentach za najlepiej nadający się do tego celu kolor uznano kolor zielony.

Ponieważ definiowanie barwy w systemie RGB (w którym rejestrowane są obrazy z aparatu cyfrowego używanego do rejestracji) jest utrudnione przez podawanie trzech składowych, detekcję postanowiono przeprowadzać w przestrzeni barw HSI.

Transformacji obrazu z RGB do HSI dokonano według formuły (1)

$$\begin{bmatrix} I_{bcd(x,y)} \\ v1_{bcd(x,y,b)} \\ v2_{bcd(x,y,b)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/3^{1/2} & 1/3^{1/2} & 1/3^{1/2} \\ 1/6^{1/2} & 1/6^{1/2} & -2/6^{1/2} \\ 1/2^{1/2} & -1/2^{1/2} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} MS(x,y,b) \\ MS(x,y,c) \\ MS(x,y,d) \end{bmatrix} \quad (1)$$

gdzie:

$$H_{bcd}(x,y) = \arctan[v1_{bcd}(x,y)/v2_{bcd}(x,y)],$$

$$S_{bcd}(x,y) = [v1_{bcd}(x,y)^2 + v2_{bcd}(x,y)^2]^{1/2},$$

gdzie:

$MS(x,y,b)$ – składowa R modelu RGB,

$MS(x,y,c)$ – składowa G modelu RGB,

$MS(x,y,d)$ – składowa B modelu RGB,

$I_{bcd}(x,y)$ – obraz jasności dla trypletu kanałów spektralnych b, c, d ,

$H_{bcd}(x,y)$ – obraz barwy dla trypletu kanałów spektralnych b, c, d ,

$S_{bcd}(x,y)$ – obraz nasycenia dla trypletu kanałów spektralnych b, c, d .

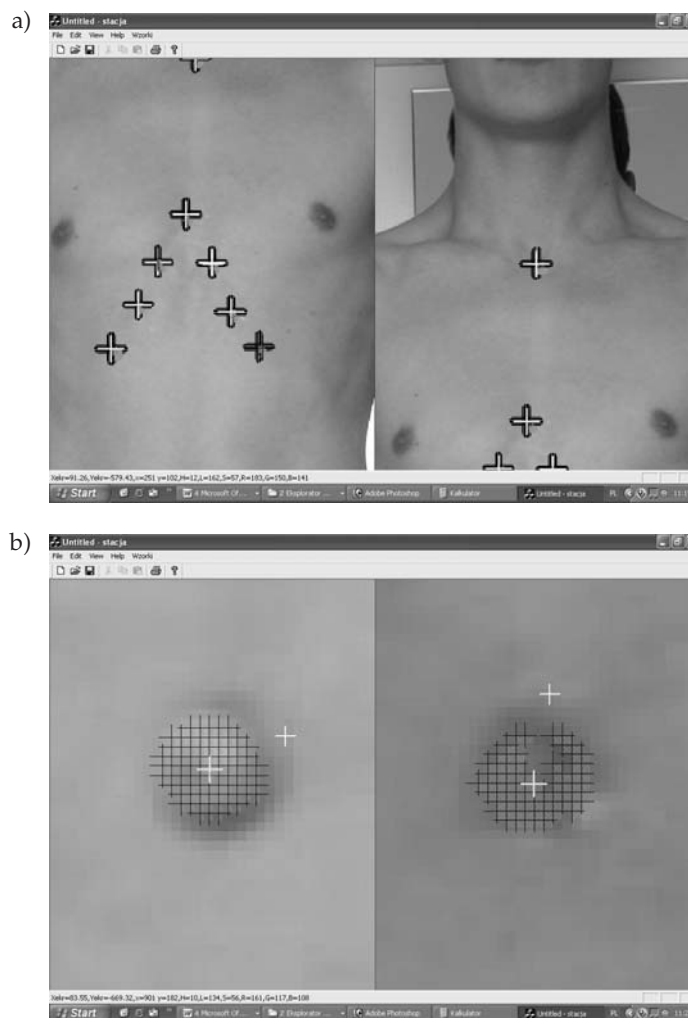
Wybór wzorca koloru przeprowadzono na podstawie próbki koloru w dwojaki sposób:

- 1) w oparciu o wartości maksymalne i minimalne H i S , dowolne I ;
- 2) przez wyznaczenie reprezentatywnych parametrów statystycznych – wartości średniej m_s , odchylenia standardowego σ_0 , i obliczenia z ich pomocą wartości zakresów $m_s \pm 2 \cdot \sigma_0$ dla H, S, I .

Eksperymenty wykazały, że lepsze rezultaty detekcji daje sposób pierwszy, wobec czego wzorec kolorów poszerzono też o zakres minimalny i maksymalny składowej barwy zasadniczej dominującej (w tym przypadku – G).

Dalsze parametry segmentacji to: ilość wydzielonych przylegających do siebie pikseli (parametr zmienny dla różnych rozdzielczości aparatów), usytuowanie na obrazie i odległość grup wykrytych pikseli.

Przykład okna programu z wykrytymi sygnałami i wyznaczonymi ich centrami pokazuje rysunek 1.



Rys. 1. Widok okna programu fotogrametrycznego systemu z automatycznie wykrytymi markerami na ciele metodą detekcji koloru (a i b)

Liczne próby wykazały, że detekcja na podstawie koloru pozwala prawie zawsze wykryć wszystkie punkty. Nieliczne wyjątki pominięcia sygnałów dotyczą zazwyczaj albo defektów barwienia kulek, albo dużego spadku jasności dla sygnałów odbijanych w lustrze.

Istotnym warunkiem prawidłowej detekcji barwy na dwu zdjęciach przeznaczonych do pozycjonowania jest prawidłowe oświetlenie pacjenta – światłem białym, rozproszonym, równomiernym, z minimalnymi cieniami.

3. Pomiar centrów sygnałów

Odrębnym zagadnieniem jest pomiar centrów wykrytych sygnałów. W przypadku zdjęć z aparatu cyfrowego o stosunkowo niewielkiej rozdzielczości (system działający w praktyce składa się z aparatów o rozdzielczości 1600×1200 pikseli), kiedy obraz sygnału jest tworzony przez 10÷15 pikseli, dla określenia środka sygnału wystarczy średnia arytmetyczna położenia pikseli lub średnia policzona z maksymalnej i minimalnej ich pozycji w wierszach i kolumnach obrazu.

Porównanie pomierzonych manualnie środków sygnałów z pomierzonymi automatycznie, przeprowadzone na 10 wykrytych punktach na pięciu zdjęciach, dało średni błąd około 1 piksela. Jest to dość dużo, ale niewielka liczba pikseli przypadających na sygnał powoduje pewną ich nieforemność i przez to problemy nawet z manualnym pomiarem.

Lepsze wyniki uzyskano dla obrazów z aparatu o rozdzielczości 6 megapikseli. Porównanie pomiaru manualnego z automatycznym dla środka sygnału obliczanego jako średnia z wykrytych pikseli dało na 12 mierzonych punktach na pięciu zdjęciach średni błąd pomiaru 0,8 piksela, co świadczy o dużo lepszej dokładności na mierzonym obiekcie.

Jeśli rejestracja odbywa się za pomocą aparatu o większej rozdzielczości, centra kulek można wyznaczyć jako środki okręgów aproksymowanych pikselami brzegowymi wykrytych sygnałów według następującego prostego algorytmu:

Równanie okręgu ma następującą postać

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = R^2$$

czyli (2)

$$x^2 - 2x \cdot x_0 + x_0^2 + y^2 - 2y \cdot y_0 + y_0^2 - R^2 = 0 = F$$

Po linearyzacji:

$$F^0 + \frac{\partial F}{\partial x_0} dx_0 + \frac{\partial F}{\partial y_0} dy_0 + \frac{\partial F}{\partial R} dR = v$$
(3)

$$F^0 + 2(x_0 - x)dx_0 + 2(y_0 - y)dy_0 - 2RdR = v$$

rozwiązujemy metodą najmniejszych kwadratów, przybliżenia niewiadomych przyjmując: x_0 i y_0 jako średnią z pozycji skrajnych wykrytych pikseli, a R obliczając jako wynik z połowy różnicy pozycji tych pikseli.

4. Badanie wpływu kompresji JPG na detekcję

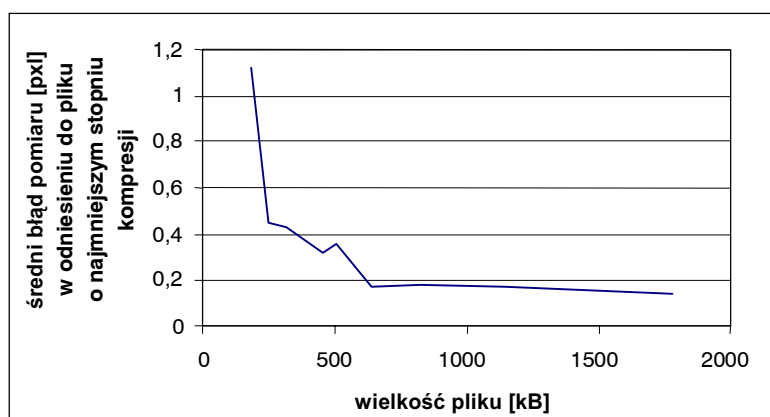
Większość cyfrowych aparatów fotograficznych rejestruje obrazy w formacie JPG. Kompresja obrazu jest zwykle dwu- lub trzystopniowa.

W trakcie badania za pomocą cyfrowego systemu pozycjonowania pacjent jest rejestrowany na wielu zdjęciach, ponieważ przybiera różne ułożenia ciała. Zauważono, że w celu zarejestrowania na jednej karcie zdjęć kilku pacjentów osoba obsługująca system niekiedy zwiększa stopień kompresji JPG. Wobec tego należało zbadać, jak wpłynie on na dokładność automatycznego pomiaru sygnałów na ciele pacjenta.

Zależność tę przebadano dla zdjęcia wyjściowego, na którym wyznaczono parametry detekcji barwy sygnału, poddanego różnym stopniom kompresji w programie Photoshop. Porównano błędy wyznaczenia centrów sygnałów w stosunku do obrazu wejściowego oraz liczbę wykrytych pikseli. Zależności te zobrazowano w tabeli 1 i na rysunku 2.

Tabela 1. Wpływ stopnia kompresji JPG na dokładność automatycznego pomiaru sygnałów

Lp.	Wielkość pliku obrazu [KB]	Błąd wykrycia sygnału [pxl]	Liczba wykrytych pikseli
1	3168	–	6601
2	1784	0,14	6534
3	1149	0,17	6547
4	824	0,18	6468
5	644	0,17	6402
6	503	0,36	6412
7	455	0,32	5789
8	317	0,43	5428
9	248	0,45	5241
10	183	1,12	4752



Rys. 2. Wpływ stopnia kompresji JPG na dokładność automatycznego wyznaczenia położenia markerów

Badania wykazały, że tylko bardzo duży stopień kompresji (nie występujący w menu aparatów) znacząco wpływa na obniżenie wyników pomiaru.

5. Szukanie punktów homologicznych na dwu zdjęciach

Użycie do sygnalizacji identycznych kulek powoduje, że wykryte na obu obrazach pacjenta markery są podobnymi plamkami o kształcie zbliżonym do okręgu, zatem użyta przykładowo dla „sparowania” metoda korelacji obrazów dopasuje każdy obraz markera z prawego zdjęcia do każdego z lewego. Dla fotogrametrycznego określenia ich przestrzennej pozycji należy je dopasować odpowiednio tak, aby tylko punkty homologiczne na obu obrazach uzyskały ten sam identyfikator.

Dla dopasowania sygnałów wybrano dwa kryteria:

- 1) położenie na odpowiedniej linii rdzennej (epipolarnej),
- 2) minimum paralaksy poprzecznej po orientacji wzajemnej obu zdjęć.

Zakłada się, że dopasowanie sygnałów nastąpi po uprzednio wykonanej orientacji wzajemnej (pierwsze przybliżenie) wykorzystującej fotopunkty mieszczące się w płaszczyźnie lustra i sygnalizowane innym typem znaczków.

5.1. Poszukiwanie punktów wzdłuż linii rdzennych

Linie rdzenne punktu zobrazowanego na dwu zdjęciach wyznaczają dwa punkty: punkt rdzenny, który jest rzutem środkowym środka rzutów drugiego zdjęcia pary, oraz obraz rozpatrywanego punktu na zdjęciu. Punkty określające linię na prawym zdjęciu (bo przyjęto zasadę dopasowania punktu prawego zdjęcia do punktu lewego zdjęcia) wyznaczają równania:

$$\begin{aligned}
 x''_{K_2} &= -f'' \frac{r''_{11}(-X''_0) + r''_{12}(-Y''_0) + r''_{13}(Z'_0 - Z''_0)}{r''_{31}(-X''_0) + r''_{32}(-Y''_0) + r''_{33}(Z'_0 - Z''_0)} \\
 y''_{K_2} &= -f'' \frac{r''_{21}(-X''_0) + r''_{22}(-Y''_0) + r''_{23}(Z'_0 - Z''_0)}{r''_{31}(-X''_0) + r''_{32}(-Y''_0) + r''_{33}(Z'_0 - Z''_0)} \\
 x''_P &= -f'' \frac{r''_{11}x''_P + r''_{21}y''_P - r''_{31}f''}{r''_{13}x''_P + r''_{23}y''_P - r''_{33}f''} \\
 y''_P &= -f'' \frac{r''_{12}x''_P + r''_{22}y''_P - r''_{23}f''}{r''_{13}x''_P + r''_{23}y''_P - r''_{33}f''}
 \end{aligned} \tag{4}$$

Współrzędne punktu rdzennego otrzymujemy przez podstawienie do równania kolinearności jako punktu rzutowanego na zdjęcie prawe – lewego środka rzutów. Uzyskanie

rzutu punktu P'' na prawym zdjęciu umożliwia przejście przez zdjęcia epipolarnie: najpierw znajdujemy położenie punktu P na pomocniczym lewym zdjęciu epipolarnym, a następnie korzystając z własności obrazów epipolarnych, obliczamy położenie punktu na prawym zdjęciu epipolarnym:

$$\begin{aligned}
 x_P^m &= -f^m \frac{r_{11}^m x'_P + r_{12}^m y'_P - r_{13}^m f'}{r_{31}^m x'_P + r_{32}^m y'_P - r_{33}^m f'} \\
 y_P^m &= -f^m \frac{r_{21}^m x'_P + r_{22}^m y'_P - r_{23}^m f'}{r_{31}^m x'_P + r_{32}^m y'_P - r_{33}^m f'} \\
 f'^m &= f' \\
 f''^m &= f'' \\
 x_P^m &= x_P^m + b \\
 y_P^m &= y_P^m
 \end{aligned} \tag{5}$$

Końcowym efektem obliczeń jest wyznaczenie punktu na oryginalnym prawym zdjęciu (4).

Przeliczenie na zdjęcia epipolarnie umożliwia wyznaczone w procesie orientacji wzajemnej parametry:

- kąty orientacji prawego zdjęcia w stosunku do lewego: ω'' , ϕ'' i κ'' ,
- składowe bazy w układzie modelu: $b_{x'}$, $b_{y'}$, b_z .

Macierze obrotu zdjęć pierwotnych do epipolarnych

$$r_n = r_b \cdot r^T \tag{6}$$

gdzie:

$$\begin{aligned}
 r_b &= r_\Omega \cdot r_\Phi \cdot r_K \\
 r_\Omega &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \Omega & \sin \Omega \\ 0 & -\sin \Omega & \cos \Omega \end{bmatrix} \\
 r_\Phi &= \begin{bmatrix} \cos \Phi & 0 & \sin \Phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \Phi & 0 & \cos \Phi \end{bmatrix} \\
 r_K &= \begin{bmatrix} \cos K & -\sin K & 0 \\ \sin K & \cos K & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{7}$$

Natomiast r^T jest macierzą otrzymaną z etapu orientacji wzajemnej. Kąty macierzy r_b obliczane są ze składowych bazy:

$$\begin{aligned}\Omega &= \frac{\omega''}{2} \\ \Phi &= \operatorname{arctg} \frac{b_z}{b_x} \\ K &= \operatorname{arctg} \frac{b_y}{\sqrt{b_x^2 + b_z^2}}\end{aligned}\tag{8}$$

Przeszukiwanie po liniach rdzennych prowadzi się w pewnym pasie nad i pod linią, aby uwzględnić ewentualne niedokładności początkowej orientacji wzajemnej oraz błędy automatycznej detekcji koloru.

W przygotowaniu jest alternatywna metoda znajdowania linii rdzennych, oparta na określaniu dla punktu zidentyfikowanego na jednym zdjęciu płaszczyzny rdzennej, dla dowolnie zorientowanych zdjęć, a następnie wyznaczeniu dla drugiego zdjęcia promienia rdzennego jako krawędzi przecięcia płaszczyzny zdjęcia z płaszczyzną rdzenną. W proponowanym rozwiązaniu nie wyznacza się położenia punktów rdzennych, które w niektórych przypadkach mogą być nieokreślone.

5.2. Sprawdzenie paralaksy poprzecznej dopasowanych punktów

Kontrolą wykonanego w poprzednim kroku dopasowania jest powtórne obliczenie orientacji wzajemnej (tym razem oprócz punktów dostosowania na lustrze do orientacji tej wykorzystywane są kulki na ciele) i sprawdzenie wartości paralaksy poprzecznej. Pozwoli to na wyeliminowanie przypadku, gdy dwa punkty znajdą się na tym samym promieniu rdzennym.

Paralaksa poprzeczna jest standardowym indykatorem orientacji wzajemnej. Wystąpienie dużej jej wartości świadczy o błędnym pomiarze – tu o błędnym dopasowaniu.

6. Podsumowanie

Metoda detekcji markerów, oparta na segmentacji koloru, jest prosta obliczeniowo, zatem czas automatycznego pomiaru w porównaniu z alternatywną metodą ABM jest znacznie krótszy. Barwienie markerów na kolor rzadko występujący na ciele (rozebranego do bielizny) pacjenta minimalizuje ilość przekłamań pomiaru i zmniejsza konieczność stosowania programowych zabezpieczeń przed nimi.

Dokładność wyznaczenia położenia środków sygnałów metodą średniej jest wystarczająca dla aparatów o typowej rozdzielczości (3÷5 megapikseli).

Wykorzystanie linii rdzennych dla stosunkowo niewielkiej liczby standardowo mierzonych punktów (około 30) i kontrola paralaksy poprzecznej zapewniają prawidłowość dopasowania odpowiadających sobie punktów homologicznych.

Literatura

- [1] Tokarczyk R.: *Fotogrametria cyfrowa w zastosowaniach medycznych do pomiaru ciała ludzkiego – przegląd i tendencje rozwojowe systemów pomiarowych*. Geodezija, Kartografija i Aerofotoznimannia, Mizbidomczij Naukowo-Technicznij Zbornik, 66, 2005 (dostępny również w Internecie: http://home.agh.edu.pl/~tokarcz/public/fot_med.pdf)