

Automatyczna detekcja i pomiar markerów w fotogrametrycznym systemie trójwymiarowego pozycjonowania ciała dla celów rehabilitacji leczniczej*

Dr inż. Regina Tokarczyk, inż. Michał Huppert

Streszczenie

Fotogrametryczny system pozycjonowania dla celów rehabilitacji leczniczej bazując na obrazach z aparatów cyfrowych pozwala na wyznaczenie przestrzennych współrzędnych wybranych punktów ciała człowieka. Te punkty, to przeniesione na powierzchnię ciała charakterystyczne miejsca kośćca, sygnalizowane lekkimi kulkami styropianowymi. Oprócz nich mierzy się również źrenice oczu pacjenta. Układ odniesienia definiowany jest za pomocą płaskich znaczników papierowych, umieszczonych w jednej płaszczyźnie.

Wymienione powyżej punkty mierzone są manualnie, co czyni system mało konkurencyjnym wobec innych działających w tej dziedzinie.

W ramach rozwijania i modernizacji systemu prowadzone są prace nad automatyczną detekcją i pomiarem na obrazach cyfrowych wyżej wymienionych trzech grup punktów. Dla detekcji markerów na ciele pacjenta wybrano metodę poszukiwania według określonej barwy. Poszukiwanie to zachodzi w przestrzeni barw HSI. Dla wykrytych na parze zdjęć grup pikseli tworzących obrazy markerów wyznaczane są ich centra, a następnie łączone w pary homologiczne na podstawie kryteriów: przynależności do odpowiedniej linii epipolarnej i minimum paralaksy poprzecznej.

Przeprowadzono porównanie opracowanej metody pomiaru z pomiarem manualnym, wypadło ono pomyślnie dla oceny jej dokładności. Ponieważ amatorskie kompaktowe aparaty cyfrowe używane do rejestracji zapisują obrazy w stratnym formacie JPG, zbadano wpływ stopnia kompresji na dokładność automatycznego pomiaru.

1. Wstęp

Opracowany w Zakładzie Fotogrametrii i Informatyki Teledetekcyjnej cyfrowy system pomiarowy dla celów rehabilitacji leczniczej umożliwia pomiar wybranych przez lekarza punktów ciała ludzkiego i 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

* Opracowanie wykonano w ramach grantu KBN nr 4 T12E 05227

zewnątrznym układzie odniesienia służą fotopunkty w postaci papierowych biało-czarnych znaczków umieszczone w płaszczyźnie lustra.

Dotychczasowy manualny sposób pomiaru punktów na zdjęciach czyni system mało konkurencyjnym w porównaniu do niektórych innych systemów wykorzystywanych w rehabilitacji leczniczej, zatem automatyzacja pomiaru jest logicznym etapem optymalizacji i rozwoju systemu.

2. Założenia metody detekcji

Po przestudiowaniu literatury dotyczącej systemów do pomiaru ciała ludzkiego [Tokarczyk R. 2005] i biorąc pod uwagę założenia i warunki działania naszego systemu, do detekcji sygnałów na pacjencie postanowiono wykorzystać segmentację obrazu z wykorzystaniem barwy. Ułatwieniem tej detekcji jest możliwość barwienia styropianowych kulek praktycznie na dowolny kolor, zatem najlepiej na taki, który nie występuje lub występuje bardzo rzadko na obrazach pacjentów fotografowanych w gabinecie lekarskim. 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) nie jest oczywiste, detekcję postanowiono przeprowadzać w przestrzeni barw HSI.

Przejsięcie 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:

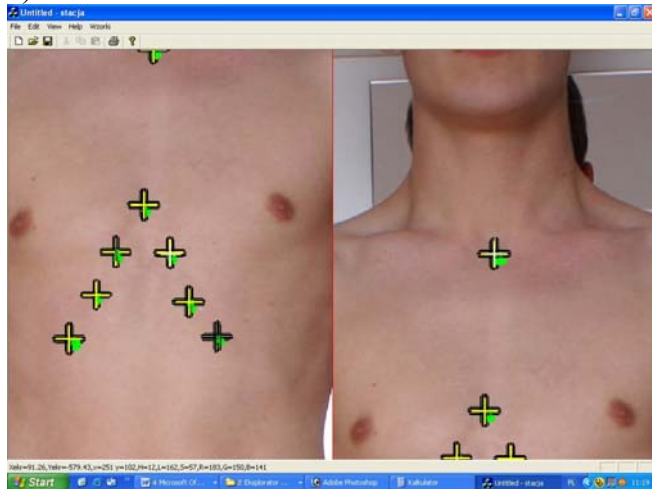
- w oparciu o wartości maksymalne i minimalne H i S, dowolne I,
- przez wyznaczenie reprezentatywnych parametrów statystycznych – wartości średniej m_s , odchylenia standardowego σ_0 , z ich pomocą obliczenia wartości zakresów $m_s \pm 2 \cdot \sigma_0$ dla H, S, I.

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

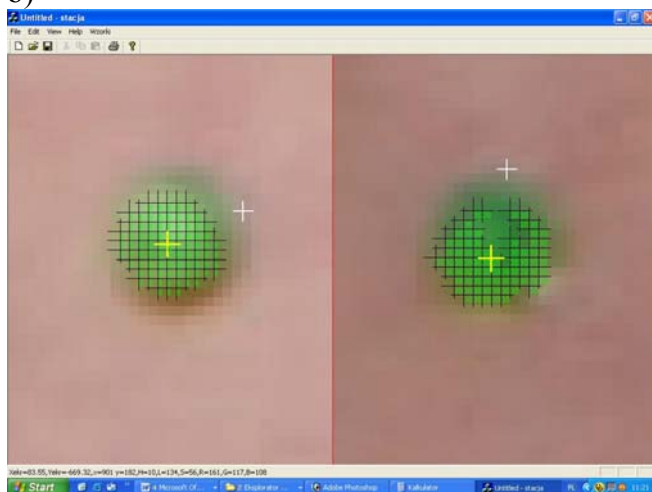
Dalsze parametry segmentacji to: ilość wydzielonych przylegających do siebie pikseli (parametr zmienny dla różnych rozdzielczości aparatów), usytuowanie na obrazie i odległość grup wykrytych pikseli.

Przykład okna programu z wykrytymi sygnałami i wyznaczonymi ich centrami pokazuje Rys.1a i 1b.

a)



b)



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

Eksperymenty 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 niewielkiej stosunkowo rozdzielczości (system działający w praktyce składa się z aparatów o rozdzielczości 1600x1200 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 ilość 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-tu mierzonych punktach na pięciu zdjęciach średni błąd pomiaru 0,8 piksela, co daje oczywiście odpowiednio dużo lepszą dokładność 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:

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = R^2 \text{ czyli}$$

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

Po linearyzacji:

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

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

rozwiązujemy metodą najmniejszych kwadratów, przybliżenia niewiadomych przyjmując:

x_0 i y_0 jako średnią z pozycji skrajnych wykrytych pikseli, a R wynika z połowy różnicy pozycji tych pikseli.

4. Badanie wpływu kompresji JPG na detekcję.

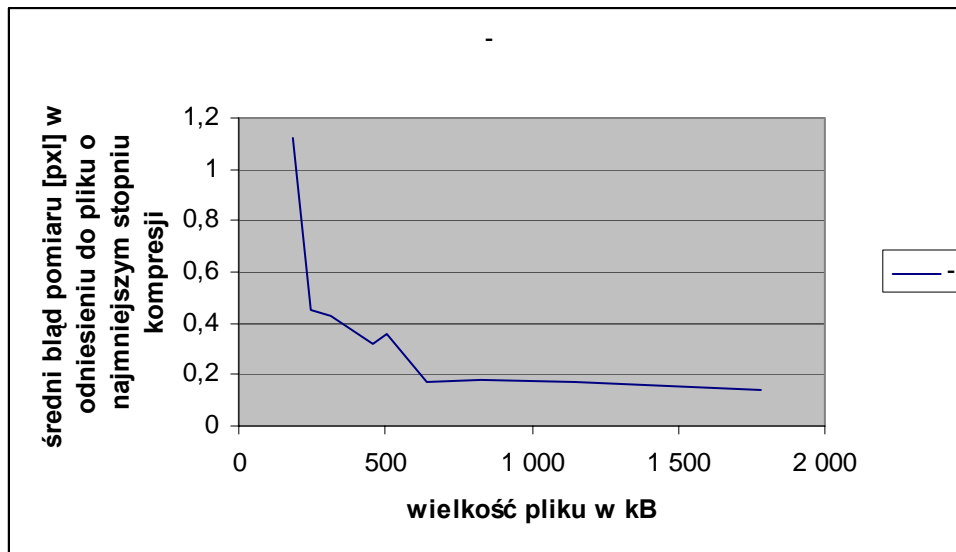
Większość cyfrowych aparatów fotograficznych rejestruje obrazy w formacie JPG. Kompresja obrazu jest zwykle dwu lub trzystopniowa.

W trakcie badania za pomocą cyfrowego systemu pozycjonowania pacjent jest rejestrowany wielokrotnie, ponieważ przybiera różne ułożenia ciała. Zauważono, że dla zarejestrowania na jednej karcie kilku pacjentów osoba obsługująca system niekiedy zwiększa stopień kompresji JPG-a. Wobec tego należało zbadać, jak wpłynie on na dokładność automatycznego pomiaru sygnałów na pacjencie. Zależność tą 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 wyjściowego oraz ilość wykrytych pikseli. Poniższa tabela (Tabela 1) i sporządzone na jej podstawie wykresy przedstawione na Rys. 3a) i b) pokazują te zależności.

	Wielkość pliku obrazu [KB]	Błąd wykrycia sygnału [pxl]	Ilość wykrytych pikseli
1	3 168	-	6601

2	1 784	0,14	6534
3	1 149	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

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



Rys.3a) i b) 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 wybrana 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 fotopunktę mieszczącą 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. Określając ją na prawym zdjęciu (bo przyjęto zasadę dopasowania punktu prawego zdjęcia do punktu lewego zdjęcia) punkty wyznaczają równania:

$$\begin{aligned}
 x_{K_2}'' &= -f'' \frac{r_{11}''(-X_0'') + r_{21}''(-Y_0'') + r_{31}''(Z_0' - Z_0'')}{r_{13}''(-X_0'') + r_{23}''(-Y_0'') + r_{33}''(Z_0' - Z_0'')} \\
 y_{K_2}'' &= -f'' \frac{r_{12}''(-X_0'') + r_{22}''(-Y_0'') + r_{32}''(Z_0' - Z_0'')}{r_{13}''(-X_0'') + r_{23}''(-Y_0'') + r_{33}''(Z_0' - Z_0'')} \\
 x_P'' &= -f'' \frac{r_{11}''x_P'' + r_{21}''y_P'' - r_{31}''f''}{r_{13}''x_P'' + r_{23}''y_P'' - r_{33}''f''} \\
 y_P'' &= -f'' \frac{r_{12}''x_P'' + r_{22}''y_P'' - r_{23}''f''}{r_{13}''x_P'' + r_{23}''y_P'' - r_{33}''f''}
 \end{aligned} \tag{4}$$

Współrzędne punktu rdzennego dostajemy przez podstawienie do równania kolinearności jako punktu rzutowanego na zdjęcie prawe - lewego środka rzutów. Uzyskanie rzutu punktu na prawym zdjęciu P'' umożliwi 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:

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

A w końcu przechodzimy na zdjęcie prawe oryginalne (4).

Przeliczenie na zdjęcia epipolarnie umożliwiają wyznaczone w procesie orientacji wzajemnej parametry: kąty orientacji prawego zdjęcia w stosunku do lewego: ω'' , φ'' i κ'' oraz składowe bazy w układzie modelu: b_x , b_y , b_z .

Macierze obrotu zdjęć pierwotnych do epipolarnych:

$$r_n = r_b \cdot r \quad (6)$$

Gdzie:

$$r_b = r_K \cdot r_\Phi \cdot r_\Omega$$

$$r_K = \begin{vmatrix} \cos K & -\sin K & 0 \\ \sin K & \cos K & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

$$r_\Phi = \begin{vmatrix} \cos \Phi & 0 & \sin \Phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \Phi & 0 & \cos \Phi \end{vmatrix} \quad (7)$$

$$r_\Omega = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \Omega & \sin \Omega \\ 0 & -\sin \Omega & \cos \Omega \end{vmatrix}$$

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

$$\Omega = \frac{\omega''}{2}$$

$$\Phi = \arctg \frac{b_z}{b_x} \quad (8)$$

$$K = \arctg \frac{b_y}{\sqrt{b_x^2 + b_z^2}}$$

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 brane są kulki na ciele i sprawdzenie wartości paralaksy poprzecznej. Pozwoli to na wyeliminowanie nieoznaczonego przypadku, gdy dwa punkty znajdują 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 metodą prostą obliczeniowo, zatem czas automatycznego pomiaru w porównaniu do alternatywnej dla tego przypadku metody ABM jest znacznie krótszy. Barwienie markerów na kolor rzadko występujący na ciele (rozebranego do bielizny) pacjenta minimalizuje ilość przekłamań pomiaru i zmniejsza ilość programowych zabezpieczeń przed nimi.

Dokładność wyznaczenia położenia środków sygnałów metodą średniej jest wystarczająca dla aparatów o aktualnie powszechnej rozdzielczości (3-5 megapikseli).

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

Literatura:

Tokarczyk R., „Fotogrametria cyfrowa w zastosowaniach medycznych do pomiaru ciała ludzkiego – przegląd i tendencje rozwojowe systemów pomiarowych” Geodezja, Kartografia i Aerofotogrametria, Mizbidomczij Naukowo-Technicznij Zbornik, Wipusk 66, 2005, (dostępny również w Internecie: http://home.agh.edu.pl/~tokarcz/public/fot_med.pdf)

