

Regina Tokarczyk
Sławomir Mikrut

FOTOGRAMETRYCZNY SYSTEM CYFROWY BLISKIEGO ZASIĘGU DO POMIARÓW CIAŁA LUDZKIEGO DLA POTRZEB REHABILITACJI LECZNICZEJ

Streszczenie

Metody fotogrametryczne jako metody bezkontaktowe są szczególnie przydatne do pomiarów wykorzystywanych dla celów rehabilitacji leczniczej. W Zakładzie Fotogrametrii i Informatyki Teledetekcyjnej AGH w ramach współpracy z Zakładem Rehabilitacji Szpitala Wojskowego w Krakowie opracowano metodykę takiego pomiaru z wykorzystaniem małoobrazkowych aparatów fotograficznych. Ponieważ proces negatywowy i pomiar zdjęć za pomocą specjalistycznego sprzętu fotogrametrycznego znacznie wydłużały czas otrzymania wyników pomiaru, poczynione zostały próby opracowania systemu pomiarowego wykorzystującego cyfrowe aparaty fotograficzne.

Na obecnym etapie prac system składa się z dwóch aparatów cyfrowych i oprogramowania pozwalającego na pomiar zdjęć, obliczenie przestrzennych współrzędnych pomierzonych punktów oraz graficzną interpretację wyników pomiaru. W celu wyznaczenia położenia punktów znajdujących się zarówno z przodu jak i z tyłu pacjenta wykorzystuje się rejestrację obrazu w zwierciadle.

W referacie przedstawiono prace badawcze, mające na celu wykazanie fotogrametrycznej przydatności wybranych cyfrowych aparatów fotograficznych, założenia metody pomiaru i charakterystykę systemu pomiarowego.

1. Wstęp

Metody fotogrametryczne jako metody bezkontaktowe, wśród bardzo wielu zastosowań, są wygodnym i dokładnym narzędziem pomiarów form i funkcji biologicznych, mogą służyć do pomiarów kształtu, położenia i wymiarów przestrzennych struktur anatomicznych oraz ich ruchów i zmian w czasie. Pomiarom może podlegać powierzchnia ciała ludzkiego, jego elementy podpowierzchniowe (podczerwień, zakres termalny), a także wnętrze ciała (zobrazowania rentgenowskie, ultrasonografia, rezonans magnetyczny). Dzięki kilkuletniej współpracy Zakładu Fotogrametrii i Informatyki Teledetekcyjnej AGH z Zakładem Rehabilitacji Szpitala Wojskowego w Krakowie, opracowano metodykę pomiaru z wykorzystaniem małoobrazkowych aparatów fotograficznych, której celem było wyznaczenie położenia wybranych punktów ciała ludzkiego i jego zmian w czasie. Służy to do poznania mechanizmu przeciążeń, istotnej przyczyny powstawania bólu. Metoda

z wykorzystaniem aparatów fotograficznych jakkolwiek wygodna i tania, wymagała jednak procesu negatywowego oraz pomiaru zdjęć za pomocą specjalistycznego sprzętu fotogrametrycznego, co znacznie odsuwało w czasie uzyskanie wyników takiego pomiaru. Problem ten można pokonać stosując rejestrację obrazu za pomocą kamer cyfrowych, a wyniki otrzymywać niemal natychmiast, co pozwala na właściwą ingerencję w proces rehabilitacji.

W publikacji pragniemy przedstawić założenia systemu, prace związane z kalibracją aparatów cyfrowych będących składnikiem systemu oraz testowaniem fotogrametrycznego oprogramowania.

2. Założenia systemu

Opracowywany przez nas system jest oparty na następujących założeniach:

- wyznaczenie położenia punktów ciała ludzkiego i relacji między nimi w trójwymiarowej przestrzeni,
- bezkontaktowość pomiaru, gdyż tylko taka metoda daje brak wpływu na wyniki pomiaru,
- minimum uciążliwości dla pacjentów, co oznacza prowadzenie pomiarów na terenie przychodni i jak najkrótszy czas pomiaru,
- rejestracja przy zastosowaniu minimalnej ilości kamer, a jednocześnie pozwalająca na pomiar punktów z każdej strony pacjenta,
- możliwość bezpośredniego sterownia systemem z komputera, co pozwala na obserwacje na bieżąco i wykonywanie różnych analiz,
- możliwość współpracy z innymi urządzeniami (np. podometr),
- minimalizacja kosztów systemu.

Oprogramowanie systemu winno zapewnić:

- wizualizację wszystkich zarejestrowanych obrazów na jednym ekranie, co ułatwia identyfikację punktów pomiarowych,
- pomiar tych punktów,
- przeprowadzenie i kontrolę obliczeń,
- analityczną i graficzną interpretację wyników.

Ponieważ równoczesna rejestracja punktów znajdujących się zarówno z przodu jak i z tyłu pacjenta wymagałaby użycia co najmniej czterech kamer fotograficznych, co wiązałoby się ze wzrostem kosztów systemu, podjęto decyzję, aby w pierwszym wariantcie systemu stosować tylko dwie kamery i wykorzystywać obraz odbity w lustrze. Są one na wyposażeniu większości gabinetów rehabilitacji leczniczej. Aby zminimalizować ilość punktów dostosowania, których pomiar w celu uzyskania współrzędnych winien być bardzo prosty, należało metodę fotogrametrycznego pomiaru oprzeć na wykorzystaniu obrazów z wcześniej skalibrowanych kamer.

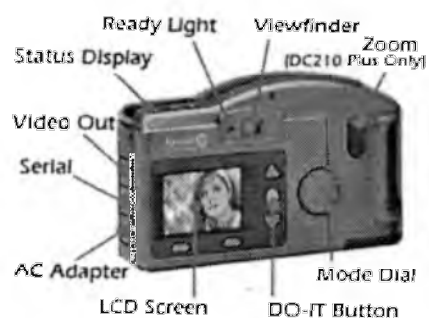
Do rejestracji obrazów postanowiono zastosować amatorskie cyfrowe aparaty fotograficzne. Przy wyborze aparatu kierowano się głównie rozdzielczością oraz stabilnością elementów orientacji wewnętrznej. Po rozeznaniu rynku aparatów cyfrowych zdecydowano się na użycie aparatu firmy KODAK – model DC200.

3. Charakterystyka aparatu KODAK DC200

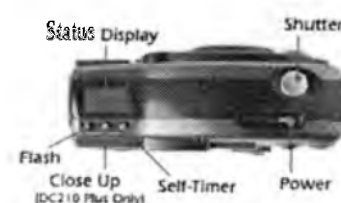
Kodak DC200 (Rys. 1-3) jest cyfrowym aparatem kompaktowym o rozdzielczości max. 1152 na 864 piksele o obiektywie typu „free focus” o ekwiwalentnej ogniskowej 39 mm, zapewniającym głębię ostrości od 0.68 m do nieskończoności.



Rys. 1



Rys. 2



Rys. 3

Tabela 1

Typ aparatu	Aparat cyfrowy z wbudowanym fleszem i funkcją autoekspozycji
Tryby ogniskowania	free focus
Obiektyw	ogniskowa 39 mm
Finalna ilość pikseli obrazu	1.0 milion pikseli
Finalna zdolność rozdzielcza	1152(h) x 864(v) pikseli
Komunikacja z komputerem	port seryjny RS-232
Metoda kompresji obrazu	Jpeg, Flashpix
Pamięć obrazów	4 MB karta pamięci Kodaka
Max. ilość obrazów.	14 o najwyższej jakości i rozdzielczości na kartę 4 MB
Rozdzielczość optyczna (CCD)	1160(h) x 872(v) pikseli
Ilość pikseli optycznych (CCD)	1.0 miliona pikseli
Kompensacja białej	automatyczna (światło dzienne), świetlówka, żarówka wolframowa, wyłączone
Zapis koloru	24 bity (8 /R, 8/G, 8/B)
Czułość	ISO 140
Zakres migawki	1/2 - 1/362 s.
Obiektywy wymienne	brak
Zakres przysłony	F/4 do f/13.5
Waga	0.4 kg

Obrazy barwne zapisywane są w formacie JPEG lub FPX na karcie 4 MB Kodak Picture Card i mogą być przesyłane do komputera złączem RS232C

z prędkością 115 kb na sekundę. Kadrowanie zdjęcia odbywa się za pomocą wizjera optycznego lub ciekłokrystalicznego wyświetlacza LCD. Sterowanie nastawieniami prowadzone jest bezpośrednio z aparatu w trybie CAPTURE wykorzystując nastawienia menu wyświetlanego na LCD lub na pomocniczym wyświetlaczu. Może też odbywać się z komputera w trybie CONNECT, na co pozwala bogate oprogramowanie dostarczane przez firmę Kodak na płycie CD wraz z aparatem. W tabeli 1 przedstawiono ważniejsze parametry techniczne aparatu.

4. Kalibracja cyfrowych aparatów fotograficznych

Ograniczenie do minimum ilości punktów dostosowania wymaga stosowania skomplikowanych procedur samokalibracyjnych, dla których alternatywą jest wykorzystywanie obrazów o znanych elementach orientacji wewnętrznej i błędach obrazu.

Ponieważ równoczesna rejestracja trójwymiarowego obiektu i jego odbicia w lustrze wymaga użycia dwu aparatów fotograficznych, należało je skalibrować, to jest wyznaczyć parametry rzutu środkowego i zbadać ich stabilność. Ten ostatni warunek jest zapewniony przez konstrukcję aparatu typu free focus, gdzie obiektyw jest nieruchomy, a ostrość fotografowanego obiektu jest zagwarantowana dla odległości mieszczących się w granicach głębi ostrości.

Kalibrację dwu aparatów fotograficznych przeprowadzono na polu testowym dla kamer bliskiego zasięgu, znajdującym się w pomieszczeniach Zakładu Fotogrametrii i Informatyki Teledetekcyjnej AGH (Boroń 1998, Boroń i Tokarczyk 1999). Składa się ono ze 160 współpłaszczyznowych (w przybliżeniu) punktów rozmieszczonych na ścianie na powierzchni o wymiarach 2,3 x 2,3 m, współrzędne punktów pola zostały określone metodą geodezyjną z dokładnością: $m_x = \pm 0.2$ mm, $m_y = \pm 0.3$ mm, $m_z = \pm 0.2$ mm. Płaskie pole testowe jest wzbogacone o punkty znajdujące się na pionowych drutach poza płaszczyznę ściany, których współrzędne są nieznane. Dla celów kalibracji wykonano po kilka zdjęć obu aparatami, w możliwie najkorzystniejszej konfiguracji.

Współrzędne pikselowe punktów pola na zdjęciach (obrazach) pomierzono za pomocą autografu ekranowego VSD. Zostały one odniesione do środka formatu obrazu. Parametry kalibracji, a więc elementy orientacji wewnętrznej kamer: x_0 , y_0 , c_k oraz współczynniki wielomianu dystorsji obiektywu: K_1 , K_2 - dystorsja radialna i P_1 , P_2 - dystorsja tangencjalna obliczono za pomocą procedury samokalibracji, używając do tego pakietu ORIENT (TU Vienna). W wyniku otrzymano następujące wartości parametrów kalibracji wraz z błędami ich określenia:

Kodak DC200 nr EKF 81301350

$$x_0 = 45.27 \pm 0.44 \text{ piksela}$$

$$y_0 = 14.44 \pm 0.45 \text{ piksela}$$

$$c_k = 1305.36 \pm 0.37 \text{ piksela}$$

$$K_1 = -7.783521 \pm 4.3E-02$$

$$K_2 = 0.8778863 \pm 2.0E-02$$

$$P_1 = -0.01889872 \pm 1.9E-02$$

$$P_2 = 0.0611877 \pm 1.9E-02$$

Kodak DC200 nr EKF 81300526

$$x_0 = 31.70 \pm 0,51 \text{ piksela}$$

$$y_0 = -5.02 \pm 0,43 \text{ piksela}$$

$$c_k = 1309.20 \pm 0.40 \text{ piksela}$$

$$K_1 = -7.724443 \pm 4.2E-02$$

$$K_2 = 0.847461 \pm 2.3E-02$$

$$P_1 = 0.044874 \pm 1.8E-02$$

$$P_2 = 0.082255 \pm 1.9E-02$$

Jak widać z powyższego zestawienia, parametry rzutu środkowego obu kamer są zbliżone.

5. Testowanie metody

Dla rozwiązania zagadnienia – znalezienia przestrzennych współrzędnych punktów wykorzystano metodę budowy i orientacji bezwzględnej modelu tworzonego za pomocą dwu zdjęć. Ponieważ metoda ta zakłada identyczność parametrów kalibracji obydwóch zdjęć tworzących model, należało przebadać, czy można uśrednić parametry kalibracji obu kamer, czy też uwzględnić różnice między nimi w obliczeniach.

Aby tego dokonać, wykonano dwa zdjęcia pola testowego (opisanego powyżej) obu aparatami. Zdjęcia wykonane były z odległości około 3 m od pola testowego z bazy około 2 m, osie kamer były lekko zbieżne. W pierwszym wariancie obliczeń współrzędne pikselowe pomierzone na VSD i zredukowane do środka formatu poprawiono o położenie punktu głównego indywidualnie dla każdej kamery. Przyjęcie do obliczeń c_k pierwszej kamery wymusiło przeskalowanie współrzędnych tłowych drugiej (poprawionych wcześniej ze względu na dystorsję). Model zbudowano w oparciu o orientację wzajemną przeprowadzoną na 9 punktach testu. Szczątkowa paralaksa poprzeczna po orientacji wzajemnej była mniejsza od 0.5 piksela. Orientację bezwzględną dokonano za pomocą 4 fotopunktów rozmieszczonych w czworoboku obejmującym model. Błąd wpasowania w fotopunkty po orientacji bezwzględnej wyniósł około 2 mm. Po obliczeniu wszystkich punktów pola testowego i potraktowaniu ich jako punkty kontrolowane porównano je ze wzorcowymi współrzędnymi pola. Średni błąd położenia na punktach kontrolowanych wyniósł $m_p = \pm 2.5$ mm.

Drugi eksperyment polegał na poprawieniu współrzędnych tłowych odczytanych za pomocą VSD o położenie punktu głównego i wielomian dystorsji o współczynnikach uśrednionych z danych kalibracji dla obydwu aparatów. Okazało się, że średni błąd położenia na punktach kontrolowanych wzrósł tylko do 2.8 mm.

Z powyższych badań wynika, że można z powodzeniem używać uśrednionych parametrów kalibracji badanych aparatów bez znaczącego obniżenia dokładności.

6. Opis działania systemu na stanowisku pomiarowym

Prace przygotowawcze na stanowisku pomiarowym w gabinecie rehabilitacyjnym polegają na sygnalizacji fotopunktów i ich pomiarze. Aby tę czynność maksymalnie uprościć, fotopunkty w postaci papierowych znaczków zaleca się nakleić na lustro na jego brzegach. Dwa spośród nich powinny znajdować się na linii pionowej lub poziomej. Zakładamy, że lustro znajduje się w płaszczyźnie pionowej. Pomiar odległości pomiędzy fotopunktami pozwoli na znalezienie ich współrzędnych na płaszczyźnie lustra. Trzecią współrzędną fotopunktów przyjmujemy jako znaną i dowolną. Wybór stanowisk do fotografowania podyktowany jest głównie możliwością widoczności na obu obrazach punktów na ciele pacjenta, zarówno z przodu, jak i z tyłu odbitych w lustro.

Na rysunku 4 widzimy ogólny widok systemu w czasie pracy.



Rys. 4

Jak widać, system może być instalowany w dowolnym pomieszczeniu (tutaj jest to sala rehabilitacyjna). Punkty na ciele pacjenta sygnalizowane są za pomocą samoprzylepnych kolorowych kółek o średnicy 5 mm, w miejscach wybranych przez lekarza (Rys. 5).

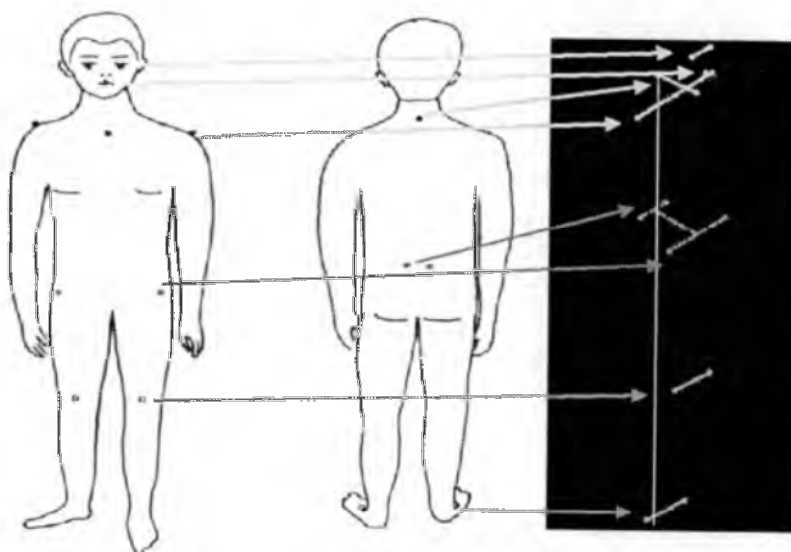


Rys. 5

Pomiar odbywa się poprzez wskazanie kursorem odpowiednich punktów. Z uwagi na ich charakterystyczny kształt i barwy, w dalszej wersji systemu przewiduje się automatyzację trybu pomiaru. Ponieważ jest to obraz barwny, możliwy jest dobór jednolitych i jaskrawych barw sygnałów, co ułatwi proces automatyzacji pomiaru.

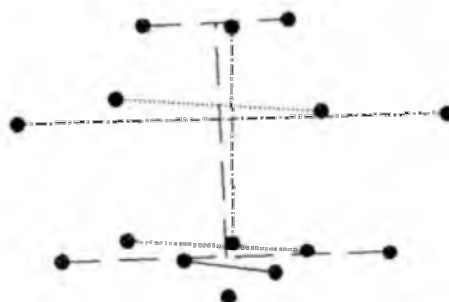
Po pomiarze fotopunktów i sygnałów na ciele pacjenta następuje proces obliczeniowy, którego efektem końcowym jest wyznaczenie przestrzennego położenia wybranych punktów oraz ich wizualizacja w przestrzeni 3D. Można również otrzymać wszelkie zależności kątowe pomiędzy wybranymi odcinkami.

Przykład kilku punktów podlegających pomiarowi oraz wybrany widok, na którym niektóre z nich połączono odcinkami przedstawiono na rys. 6.



Rys. 6

Natomiast rys. 7 przedstawia rzut wyznaczanych punktów na płaszczyznę poziomą – pokazuje on wyraźnie skręcenia charakterystycznych odcinków.



Rys. 7

Dane wyjściowe z systemu mają posłużyć do określania mechanizmów przeciążeń występujących u wybranych pacjentów. Lekarz mający na ekranie monitora

rozłożenie poszczególnych odcinków oraz ich wzajemne skręcenia ocenia wpływy ruchów kompensacyjnych na poszczególne osie układu ciała ludzkiego.

7. Podsumowanie

Na obecnym etapie opracowania systemu pozostaje do rozwiązania kilka problemów:

- zbadanie wpływu niepłaskości lustra na wyniki fotogrametrycznego wcięcia w przód,
- automatyzacja procesu pomiaru obrazów cyfrowych,
- pełna automatyzacja obliczeń,
- dopracowanie grafiki przedstawienia wyników,
- opracowanie oprogramowania wykorzystującego zobrazowania z czterech stanowisk.

Literatura

1. Boroń A., 1998, Przydatność aparatu cyfrowego Minolta RD 175 w fotogrametrycznych opracowaniach cyfrowych. Archiwum Fotogrametrii, Kartografii i Teledetekcji, Vol. 8, Kraków
2. Boroń A., Tokarczyk R., 1999, Ocena dokładności rekonstrukcji obiektu z wykorzystaniem aparatu cyfrowego KODAK DC260, Zeszyty Naukowe AGH - Półrocznik Geodezja,

Autorzy

dr inż. Regina Tokarczyk

mgr inż. Sławomir Mikrut

Zakład Fotogrametrii i Informatyki Teledetekcyjnej

Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie

30-059 Kraków, al. Mickiewicza 30

tel. (0-12) 617 38 26

fax (0-12) 633 17 91

Recenzował dr inż. Piotr Sawicki