

FOTOGRAMETRIA CYFROWA W ZASTOSOWANIACH MEDYCZNYCH DO POMIARU CIAŁA LUDZKIEGO – PRZEGLĄD I TENDENCJE ROZWOJOWE SYSTEMÓW POMIAROWYCH

© Tokarczyk R., 2005

Opracowanie przedstawia przegląd nowoczesnych fotogrametrycznych metod i opartych na nich systemów pomiarowych służących do pomiaru ciała ludzkiego. Zawarto w nim historię i tendencje rozwojowe metod, próbę ich podziału, zaprezentowano kilka komercyjnych systemów pomiarowych. W oparciu o analizę literatury i aktualne informacje uzyskane z internetu sformułowano wnioski dotyczące cech optymalnego systemu pomiarowego służącego celom medycznym.

1. Wprowadzenie. Rozwój fotogrametrii cyfrowej pozwolił w ostatnich latach na opracowanie komercyjnych systemów służących do szeroko rozumianego pomiaru ciała ludzkiego. Co prawda, fotogrametria zajmuje się tym zagadnieniem już od dziesiątków lat, ale jej metody i techniki ograniczone były stosowaniem drogiego i specjalistycznego sprzętu, którego obsługa wymagała odpowiedniej wiedzy i umiejętności. Tymczasem w tej dziedzinie tylko te metody mają szansę na wdrożenie, które pozwalają na wykonanie pomiaru przez personel medyczny w gabinecie lekarskim i uzyskanie wyników w krótkim czasie (wizyta u lekarza). Jest zatem oczywiste, że dopiero obrazy cyfrowe pozyskiwane z sensorów optyczno – elektronicznych w połączeniu z techniką komputerową dają możliwości szybkiej akwizycji, przetwarzania, automatyzacji pomiaru i w związku z tym uzyskania żądanych wyników co najmniej *on-line*. Poniższe opracowanie ma za zadanie oprócz scharakteryzowania aktualnie wykorzystywanych metod, przedstawienie kilku reprezentatywnych komercyjnych systemów pomiarowych.

2. Główne zastosowania pomiarów ciała ludzkiego. O znaczeniu problemów związanych z pomiarem ciała ludzkiego (i nie tylko ludzkiego) świadczy powołanie w 1976 roku Grupy Roboczej ISPRS nazwanej Biostereometry, której nazwę zmieniono w 1988 roku na Medical Imaging, a w 2000 roku na Medical Image Analysis and Human Motion. Obecnie jest to 6 Grupa Robocza Komisji V, jej pełna nazwa to: Medical Image Analysis, Human Motion and Body Measurement. Ewolucja nazwy grupy dobitnie świadczy o powiększających się możliwościach pomiaru fotogrametrycznego: od prostego wykorzystania stereogramów, po analizę obrazu oraz dynamiczny pomiar w czasie rzeczywistym, jak również o zwiększających się polach zastosowań pomiaru. Wyznacza się nie tylko kształt i położenie ciała lub jego

części w trójwymiarowej przestrzeni, ale jego funkcje, przemieszczenia i deformacje w czasie, mierzy się rozmaite struktury anatomiczne, zarówno zewnętrzne jak i wewnętrzne. Z wyników pomiarów korzystają lekarze, pracownicy klinik, inżynierowie, biomechanicy, trenerzy sportowi, producenci odzieży, specjaliści od filmowych efektów specjalnych i animacji filmowej.

Przegląd licznych publikacji związanych z tematem pozwala na wydzielenie najczęściej mierzonych części ciała, funkcji i zjawisk z nimi związanych:

- 1) tył, a szczególnie plecy – w badaniach skoliozy i krzywizny pleców;
- 2) twarz – monitorowanie zmian po operacjach kosmetycznych, w ortodoncji;
- 3) zęby – badanie mikroubytków, kształtu – dla wykonania protez;
- 4) kończyny – monitorowanie kształtu po operacjach chirurgicznych, pomiar dla celu wykonania protez;
- 5) skóra – wykrywanie czerniaka skóry, pomiar głębokich i rozległych ran dla przeszczepów;
- 6) analiza postawy – w rehabilitacji leczniczej;
- 7) analiza ruchu – w rehabilitacji leczniczej, sporcie, medycynie sportowej i kinematografii;
- 8) części wewnętrzne ciała i ich usytuowanie względem zewnętrznych – pozycjonowanie dla terapii onkologicznej, w telemedycynie;
- 9) całe ciało – w przemyśle tekstylnym, filmowym, dla gier komputerowych, badań ergonomicznych.

Wśród powyżej wymienionych najliczniejsze są aplikacje medyczne. Generalizując, można wydzielić tu takie zastosowania jak:

- ocena stanu zdrowia;
- monitorowanie postępów leczenia;
- uczestniczenie w procesie leczenia;
- badania dotyczące budowy anatomicznej i funkcji organizmu człowieka.

3. Przegląd metod pomiaru, historia ich rozwoju. Metodyka pomiaru ciała ludzkiego uzależniona była i jest przede wszystkim od możliwości technicznych w danym okresie czasu. Do tych możliwości technicznych można zaliczyć:

- sposób pozyskiwania obrazu, a więc rodzaj sensora;
- ilość sensorów i ich jednorodność;
- tryb opracowania – on-line, off-line, real-time;
- sposób opracowania – manualny, półautomatyczny, automatyczny;
- konfiguracja sprzętu – stacjonarny, przenośny;
- transmisja danych – przewodowe i bezprzewodowe (Sawicki, 2002)

Mniej więcej do lat dziewięćdziesiątych ubiegłego wieku dominowało użycie typowego instrumentarium fotogrametrycznego; o ile zdjęcia można było wykonać w gabinecie lekarskim, to już ich opracowanie musiało się odbywać w laboratorium fotogrametrycznym. Zdjęcia (najczęściej stereogramy) robione były kamerami metrycznymi bliskiego zasięgu, choć również kamerami semimetrycznymi i niemetrycznymi – aparatami fotograficznymi, kamerami TV i video (dla zjawisk dynamicznych), opracowania wyników dokonywano za pomocą autografów lub też analitycznie z graficzną interpretacją z użyciem oprogramowania typu CAD. (Bondarev in. 1980), (Burke, 1980), (Jaakkola, 1980), (Newton, 1988), (Baumann, 1992).

Oprócz metod wykorzystujących pomiar stereoskopowy (Beard, 1980), (Bondarev, 1980), (Burke, 1980), (Oestmann, 1980) stosowano również metody z wykorzystaniem wzorców świetlnych rzutowanych na powierzchnię ciała. Znane kierunki promieni: od źródła wzorca i od kamery do punktu obrazu wzorca rzutowanego na powierzchnię ciała pozwalały drogą triangulacji na wyznaczenie przestrzennych współrzędnych. W metodach wzorców świetlnych wykorzystywano wymyślne źródła światła: stosowano oświetlenie punktowe, szczelinowe, siatkowe (Jansa, 1992), (Beard, 1980), (Hierholzer, Forobin, 1980) wzorcami zakodowanymi, wykorzystywano też analizę prążków Moire'a (Van Wijk,

1980), (Ikeda i in., 1988). Ponieważ pozyskiwanie obrazów dokonywane było głównie kamerami analogowymi, z konieczności systemy pomiarowe musiały pracować w trybie off-line.

Od połowy lat osiemdziesiątych można zauważyć liczne przykłady prób automatyzacji pomiaru, szczególnie w analizie ruchu, gdzie nie zawsze jest wymagana wysoka dokładność i duże zagęszczenie punktów pomiarowych. W tym celu stosowano niskorozdzielcze kamery cyfrowe śledzące ruch umieszczonych w charakterystycznych miejscach ciała znaczników refleksowych lub diod podczerwonych (Coblenz, 1988), zaś do pomiaru obrazu prosty matching opierający się na korelacji krzyżowej. Automatyzację stosowano też dla metod jedno- i wieloobrazowych wykorzystujących wzorce świetlne, umożliwiała to binaryzacja obrazu wzorców.

Szybki pomiar o dużym zagęszczeniu punktów dla modelowania powierzchni ciała bez analizy obrazu uzyskiwano drogą triangulacji z zastosowaniem skanera punktowego, położenie jego plamki rejestrowały kamery CCD o sensorach punktowych lub matrycach liniowych (Yamashita i in., 1992).

Systemy bazujące na klasycznym opracowaniu metodą fotogrametryczną konkurencyjne wobec aktywnych metod optycznych stały się dopiero wtedy, gdy procesory komputerów umożliwiły szybkie przetwarzanie obrazów, kamery cyfrowe osiągnęły rozdzielczość dającą odpowiednią gęstość punktów pomiarowych, a ich ceny stały się porównywalne. Rejestracja za pomocą kamer cyfrowych, szybka akwizycja obrazów do komputerów typu notebook, ich przetwarzanie połączone z automatycznym pomiarem zaowocowało powstaniem szeregu systemów on-line i real-time, przeznaczonych głównie do analizy ruchu i pozycjonowania dla onkologii i chirurgii. Inne zastosowania, choć nie narzucają warunków uzyskiwania wyników w czasie rzeczywistym lub zbliżonym do rzeczywistego oferują je jednak bardzo szybko.

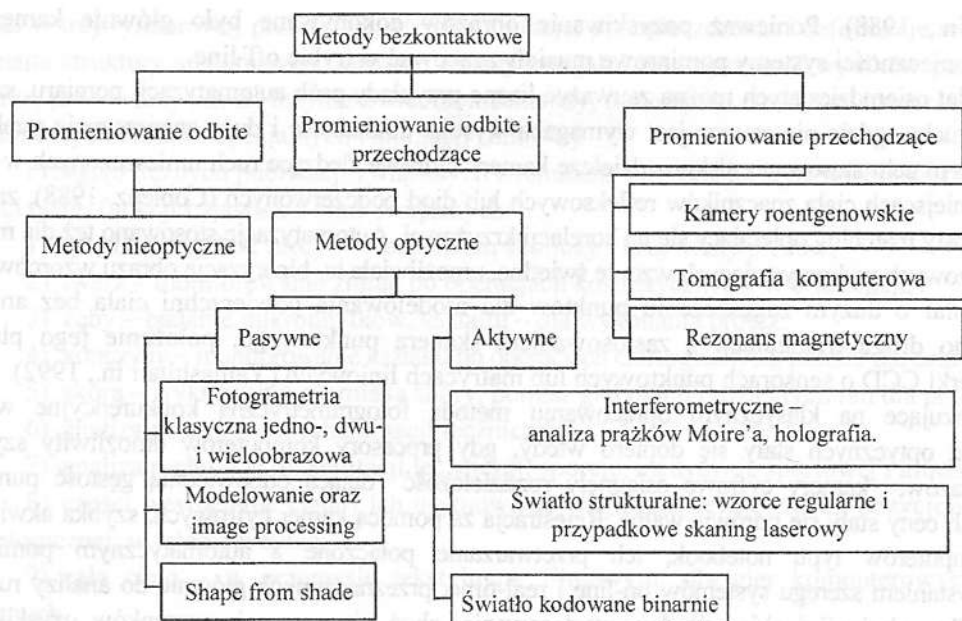
Na Rys. 1 przedstawiono próbę systematyzacji bezkontaktowych metod pomiaru ciała ludzkiego dokonaną na podstawie przeglądu literatury z około 20 ostatnich lat.

Zastosowanym kryterium podziału jest tu rodzaj rejestrowanego promieniowania elektromagnetycznego i sposób jego użycia. Klasyczne metody fotogrametryczne należą tu do metod optycznych o charakterze pasywnym, w których obraz ciała lub jego części jest rejestrowany za pomocą kamer, współrzędne przestrzenne są wyznaczane na drodze triangulacji (wcięcie w przód). Natomiast w metodach aktywnych za pomocą kamery rejestruje się obraz wzorca rzutowanego z użyciem projektora lub emitowanego przez skaner laserowy; triangulacja dotyczy promieni rzutujących obu tych urządzeń. Skaner laserowy emitujący oczywiście promieniowanie bezpieczne dla żywego organizmu wysyła najczęściej płaską wiązkę światła, przesuwającą się po ciele, obraz jej jest zapisywany za pomocą detektorów kamery cyfrowej. Podobnie w przypadku rzutowania świetlnego rastra, rejestrowane są linie świetlne z tym, że w tym przypadku – równocześnie dla pewnej powierzchni.

Innym kryterium podziału metod, istotnym z punktu widzenia charakteru wyników pomiaru może być podział na takie, które dostarczają informacji o współrzędnych punktów, oraz takie, które mierzą ciągłą powierzchnię obiektu (Sawicki, 2002).

Wśród tych drugich najpopularniejszymi od lat są metody opierające się na analizie obrazów rastrów, a w szczególności prążków Moiré'a z uwagi na fakt, że automatyzacja pomiaru binarnego obrazu rastrów jest stosunkowo prosta. W niektórych systemach medycznych opartych na metodzie mory uzyskanie żądanej informacji zachodzi z pominięciem pozycjonowania punktów – wyznaczenie kątów, wskaźników asymetrii; są też systemy, w których analiza prążków umożliwia uzyskanie odpowiednio gęstej siatki punktów pozwalając modelować powierzchnię ciała. Natomiast zastosowanie holografii w praktyce limitowane jest wielkością obrazowanego obiektu, z powodzeniem stosowana jest w badaniu odkształceń niewielkich części ciała (Pryputniewicz, 1980).

Klasyczne metody fotogrametryczne posługują się kamerami cyfrowymi video lub typu *still video*. Obrazowanie dokonywane jest z dwu stanowisk w przypadku systemów stereometrycznych lub z wielu stanowisk. Ponieważ powierzchnia ciała ludzkiego jest dość gładka, dla sygnalizacji i prawidłowego rozkładu punktów, za pomocą których modeluje się powierzchnię rzutuje się na ciało siatki regularne lub przypadkowe, ułatwiając zarazem automatyczny *matching*. Spotyka się również sygnalizację za pomocą markerów odbłaskowych lub specjalnych tasterów działających pasywnie lub aktywnie (LED- diody elektroluminescencyjne).



Rys. 1. Podział bezkontaktowych metod pomiaru ciała ludzkiego

4. Przegląd najważniejszych współczesnych komercyjnych systemów pomiarowych. Wśród aktualnie dostępnych na rynku systemów do pomiaru ciała ludzkiego dominują systemy oparte głównie na skaningu laserowym, projekcji wzorców świetlnych i klasycznym fotogrametrycznym pozycjonowaniu 3D. Można zauważyć pewną tendencję coraz częstszego dedykowania systemów zastosowaniom służącym rozrywce (film, gry komputerowe) oraz przemysłowi odzieżowemu, niemniej jednak aplikacje medyczne spotyka się równie często. Poniżej przedstawiono kilka komercyjnych systemów reprezentatywnych dla głównych metod pomiarowych.

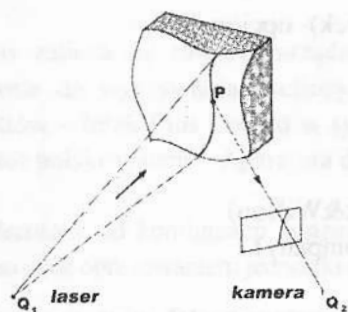
4.1. Systemy z zastosowaniem skaningu laserowego. Jednostka pomiarowa takiego systemu składa się z lasera, systemu optycznego i detektorów rejestrujących położenie płaskiej wiązki laserowej (Rys. 2). Może być ona przesuwana wzdłuż ciała, obracana dokoła niego, system może też składać się z kilku jednostek mierzących ciało równocześnie.

Do wiodących systemów opartych na tej zasadzie należą (w nawiasie podano nazwę producenta):

- Head & Face Color 3D Scanner Bundle, Whole Body Color 3D Scanner Bundle z jednostką WB4, Whole Body Scanner model WBX, Below the Knee Scanner (Cyberware) (Rys. 3, a–d).
- Voxelan (Hamano).
- Vitus 3D body scanner, Vitus Pro 8C (Vitronics).

Przykładowo: skaner firmy Cyberware składa się z głowicy lasera zadającej płaszczyznę świetlną oraz z cyfrowej kamery video: monochromatycznej lub obrazującej w zakresie RGB. Skaner skanuje obiekt znajdujący się na platformie, która przemieszcza się i obraca. Skanowanie całego ciała modelem Whole Body Color 3D Scanner Bundle z jednostką WB4 następuje w przeciągu 17 sekund. Każdy skan ma rozdzielczość 250×1000 pikseli.

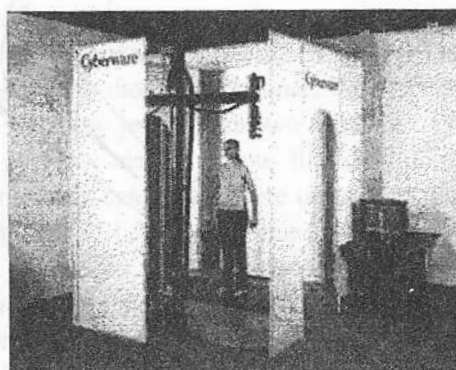
Skaning laserowy daje duże dokładności pomiarowe, natomiast jego niedogodnością jest czas skanowania. Dla niewielkich części ciała jest na tyle krótki, że jest możliwa ich nieruchomość, natomiast utrzymanie w bezruchu całego ciała na okres 17 sekund jest dużą niedogodnością.



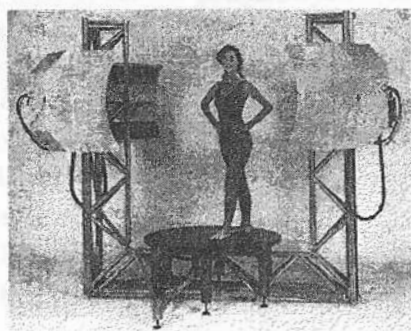
Rys. 2. Zasada pracy systemu opartego na triangulacji ze skanowaniem laserowym



a



b



c



d

Rys. 3. Head & Face Color 3D Scanner Bundle(a); Whole Body Scanner model WBX (b); Whole Body Color 3D Scanner Bundle z jednostką WB4 rysunki ze strony producenta: www.cyberware.com (c); Below the Knee Scanner (d)

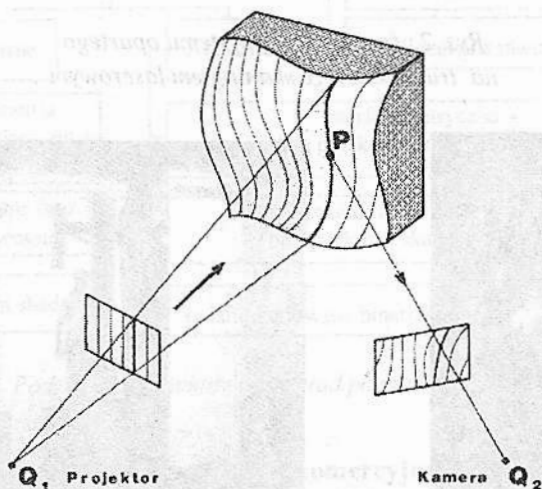
4.2. Systemy z zastosowaniem wzorców świetlnych. Wzorec rzutowany przez projektor pada na znaczącą powierzchnię ciała, zatem inaczej niż w przypadku lasera, obrazowanie obejmuje pewną scenę i może następować w znacznie krótszym czasie. Wzorcami są zazwyczaj linie równoległe lub siatki linii wzajemnie prostopadłych. Obiekt obrazowany jest zazwyczaj za pomocą co najmniej jednej jednostki, składającej się z kamery cyfrowej i projektora (Rys. 4).

Dla zwiększenia rozdzielczości jednostka przesuwana jest o niewielką wartość i następuje powtórne obrazowanie. Po rejestracji jednej sceny jednostkę można przesunąć (zazwyczaj w pionie) dla rejestracji następnego fragmentu ciała.

Do systemów opartych na projekcji wzorców przykładowo (Rys. 5) należą:

- Vitus 3D Body Smart (Vitronics),

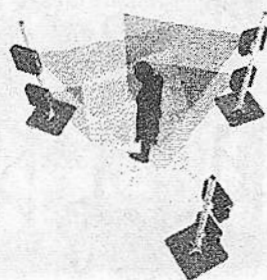
- InSpeck 3D Full Body (InSpeck)- opcjonalnie,
 - DIERS Formetric II (Diers),
 - BLScanner (Hamamatsu),
 - 3D Body Scanner (TC²)
 - SYMCAD (Telmat)
 - TriForm Body Scanner (Wick&Wilson)
- 3dMDtorso System (3dMD a 3Q Company)



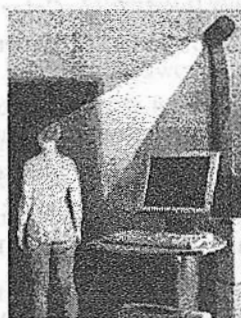
Rys. 4. Zasada pracy systemu opartego na projekcji wzorca świetlnego



a



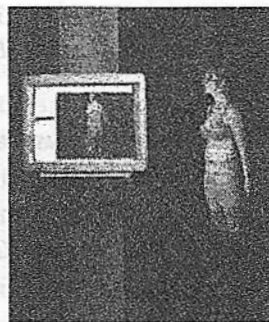
b



c



d



e

Rys. 5. Jednostka Capturor firmy InSpeck (a); Przykład rozmieszczenia jednostek Capturor dla zobrażenia całego ciała (b); DIERS Formetric II (c); 3dMDtorso System (d); 3D Body Scanner TC² (e)

Rysunki pobrane ze stron www producentów

Do powyższej grupy systemów zalicza się również urządzenia wykorzystujące analizę prążków Moire'a. Przeznaczone są one głównie do wykrywania skoliozy. Zjawisko moiry wykorzystuje firma InSpeck w jednym ze swoich produktów – Intek Plus Co Ltd w systemie IBS 2000, firma Z-Scan w 3D Body Scanner, na tej zasadzie działa też polski system – Aparatura do Komputerowej Diagnostyki Postawy Ciała (CQ Elektronik System).

Czas pomiaru pacjenta jest uzależniony od konfiguracji systemu, zazwyczaj jest bardzo krótki: ułamki sekundy dla kompletnego pokrycia części ciała obrazowaniem jednostki do pojedynczych sekund dla całego ciała.

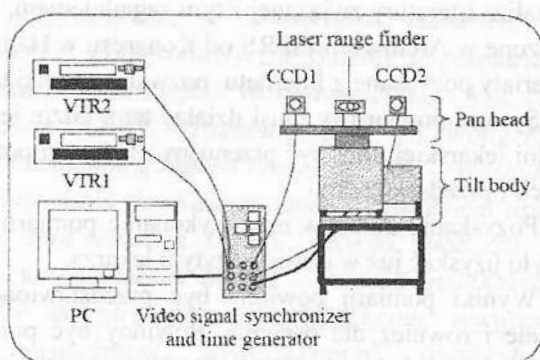
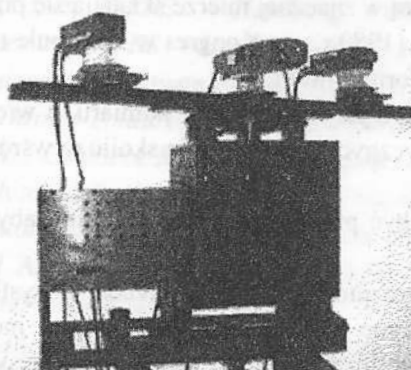
4.3. Systemy oparte na pozycjonowaniu fotogrametrycznym. Omówione poprzednio systemy pomiarowe nie nadają się absolutnie do pomiaru obiektu ruchomego, a analiza ruchu jest zagadnieniem często wykorzystywanym przez specjalistów rehabilitacji medycznej, w medycynie sportowej, ergonomii, a obecnie coraz częściej – przez przemysł filmowy i gier komputerowych.

Pomiar ciała w ruchu najczęściej dokonywany jest za pomocą kilku zsynchronizowanych cyfrowych kamer video. Mierzone są markery umieszczone w odpowiednich miejscach na ciele lub też punkty powierzchni niesygnalizowanych. Sygnalizacja świecącymi diodami lub znaczkami refleksowymi znacznie ułatwia automatyzację pomiaru, ilość mierzonych punktów jest stosunkowo niewielka i łatwo dokonać ich ekstrakcji na obrazach. Przy braku sygnalizacji punktów ciała rozmaite filtracje i metody przetwarzania obrazów cyfrowych pozwalają na takie uproszczenie ciała człowieka, które ułatwia pomiar nie zmniejszając informacji o ruchu. Stosuje się na przykład detekcję krawędzi dla wydzielenia sylwetki (operator Canny, funkcja minimalizująca energię – LSB Snakes) (Fua i in. 1998) lub też progowanie w przypadku stosowania specyficznego oświetlenia. Rejestrację ruchu odbywającego się po określonej drodze umożliwia albo stosowanie większej ilości kamer (APAS System firmy Ariel Dynamics), albo system śledzący z ruchomymi kamerami (Yoshida S., Chikatsu H., 2000), w którego skład wchodzi wskaźnik laserowy i hybrydowy videoteodolit (Rys. 6).

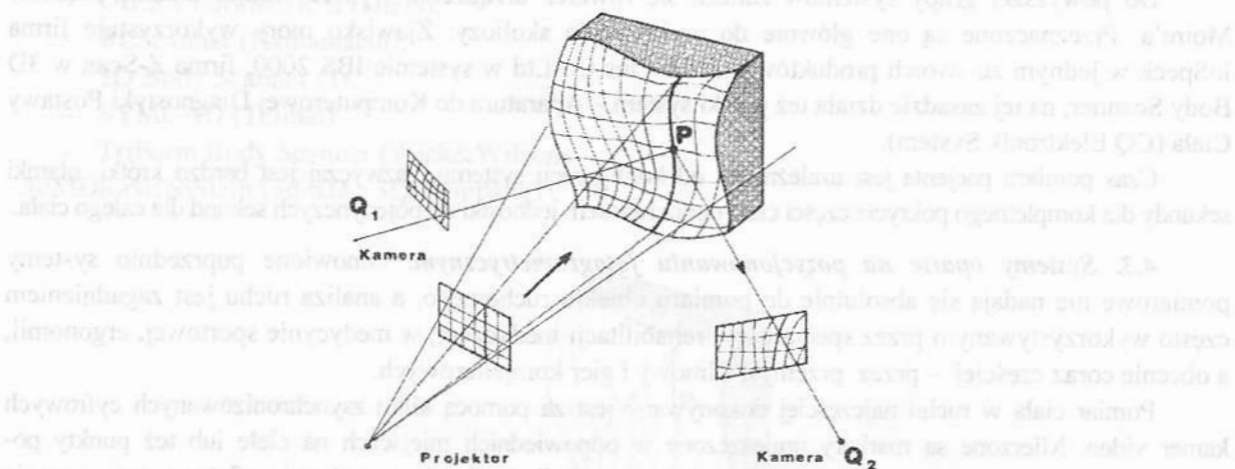
Znaczna ilość systemów pomiarowych oparta jest na klasycznym rozwiązaniu fotogrametrycznym: rejestracji za pomocą dwu lub więcej kamer cyfrowych, wyznaczeniu współrzędnych 3D punktów metodą wiązki oraz budowie przestrzennego modelu obiektu często z renderingiem powierzchni ciała. Dla ułatwienia matchingu obrazów ciała często na nie rzutuje się obrazy rastra (Rys. 7).

Do znanych komercyjnych systemów opartych na tej metodzie należą:

- 3dMDface System, 3dMDcranial System, 3dMDhand System, 3dMDmacro Series (3dMD MQ Company) (Rys. 8, a),
- NDI Polaris (NDI) (Rys. 8, b),
- ASAP 3D Skeleton Model (ASAP).



Rys. 6. System ERGOMA, wykorzystujący HVT (hybrydowy videoteodolit) składający się z 2 zsynchronizowanych kamer CCD i laserowego lokalizatora, umieszczonych na wspólnej głowicy, która może być obracana i pochylana automatycznie (Yoshida S., Chikatsu H., 2000)



Rys. 7. Sygnalizacja punktów ciała za pomocą obrazu rastra



a



b

Rys. 8. 3dMDface System (a); NDI Polaris (b)

5. Podsumowanie i wnioski. Pozorna obfitość systemów nie przekłada się niestety na powszechne stosowanie zdalnych metod pomiaru nawet tam, gdzie to jest niezbędne. W Polsce stosowanie powyżej wymienionych metod ogranicza się do incydentalnych przypadków, używane są systemy do badania skoliozy i niekiedy do analizy ruchu.

Co jest tego przyczyną, jakie należałoby spełnić warunki, aby fotogrametryczny system pomiarowy odniósł sukces na rynku?

Analiza literatury związanej z tym zagadnieniem, na którą w znacznej mierze składają się publikacje zamieszczone w Archiwach ISPRS od Kongresu w Hamburgu (1980 r.) po Kongres w Istambule (2004 r.) oraz materiały pozyskane z Internetu pozwala warunki takie sformułować:

1. System pomiarowy musi działać tam, gdzie jest wykorzystywany wynik pomiaru, a więc np. w przychodni lekarskiej, lub być przenośny dla badań profilaktycznych (wykrywanie skoliozy wśród dzieci w szkołach i przedszkolach).

2. Pozyskanie obrazów oraz wykonanie pomiaru musi być procesem na tyle szybkim, aby wyniki można było uzyskać już w czasie wizyty u lekarza,

3. Wyniki pomiaru powinny być przedstawione w zrozumiałej formie, przede wszystkim dla lekarza, ale i również dla pacjenta. Powinny być porównywane z normą ujmującą pewien model lub modele określone wiedzą medyczną. Preferowana jest postać graficzna wyników (obrazy i wykresy).

4. Pomiar powinien być na tyle prosty, aby system mógł być obsługiwany przez personel medyczny, szczególnie pożądana jest jego automatyzacja.

5. System musi być niezawodny, tzn. nie wymagający interwencji specjalisty – fotogrametry oraz odporny na ewentualne błędy operatora.

6. Aby był konkurencyjny wobec innych prostych metod kontaktowych – musi być w miarę tani.

Proszę zwrócić uwagę na to, że wśród wyżej wymienionych nie umieszczono warunków odnośnie dokładności pomiaru i jego bezpieczeństwa dla zdrowia człowieka. Dokładność bowiem jest uzależniona od aplikacji, najwyższe wymagania (rzędu dziesiątych części milimetra) spotyka się w ortodoncji i chirurgii, natomiast w analizie ruchu dokładności mogą być znacznie mniejsze. W systemach stosowanych w medycynie ważniejsza jest raczej łatwość obsługi i szybkość uzyskania wyników niż dokładność, z tego punktu widzenia bliższe są one raczej robotyce i maszynowemu widzeniu niż fotogrametrii precyzyjnej w zastosowaniach np. inżynierskich (Mitchell H., 1992). Natomiast warunek bezpieczeństwa pomiaru jest oczywiście spełniony dla zdalnego pozyskiwania danych, jakim jest obrazowanie w fotogrametrii, może z wyjątkiem obrazowania w zakresie promieniowania roentgenowskiego i użycia laserów.

Należy jednak zdawać sobie sprawę z faktu, że tak naprawdę sukces systemu jest uzależniony od tego, czy jest on użyteczny w swojej aplikacji, czy umożliwia prawidłową diagnozę lekarską, usprawnia proces leczenia lub jest istotnym narzędziem poznawczym. Zatem w znacznej mierze zależy od współpracy jego konstruktorów ze specjalistami w dziedzinie medycyny.

1. Baumann J.V. i inni. *Photogrammetry in medical gait analysis*. IAPRS. – Washington, 1992.
2. Beard L.F.H., Fee J.E. *An approach to the introduction of stereophotogrammetry as an alternative to traditional methods of measurement*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
3. Bondarev I.M. i in. *Use of roentgen photogrammetry in phtisiology*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
4. Burke P.H. *Serial biostereometric analysis of growth changes in the face from birth to ten years of age*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
5. Coblenz A., Mollard R. *Human movement analysis by the use of automated close-range videogrammetry*. IAPRS. – Kyoto, 1988.
6. Drerup B. *A procedure for the numerical analysis of Moire Topograms*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
7. Fua P., Gruen A., Plänkner R., D'Apuzzo N., Thalmann D. *Human body modeling and motion analysis from video sequences*. IAPRS. – Hakodate, Japan, 1998.
8. Hierholzer E., Forobin W. *Methods of evaluation and analysis of rasterographic surface measurement*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
9. Ikeda T., Shiota Y., Terada H. *A new technique for deciding convexity or concavity on Moire fringes in biostereometrical analysis of motion*. IAPRS. – Kyoto, 1988.
10. Jaakkola J. *Photogrammetric measurement of the human face using a projected grid*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
11. Jansa J., Trinder J.C. *A knowledge based system for close range digital photogrammetry*. IAPRS. – Washington, 1992.
12. Mitchell H.L. *An approach to digital photogrammetry for body surface measurement*. IAPRS. – Washington, 1992.
13. Newton I. *A photogrammetric method for measuring the change in body volume associated with anaesthesia*. IAPRS. – Kyoto, 1988.
14. Oestmann A. *Treatment of anthropometric data for the design of children glasses*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
15. Pryputniewicz R. *Holographic numerical analysis in biostereometrics*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
16. Sawicki P. *Fotogrametryczne systemy do pomiaru punktów w bliskim zasięgu* // *Archiwum Fotogrametrii, Kartografii i Teledetekcji*. – Warszawa, 2002. – Vol. 12b.
17. Van Wijk M.C. *Moire contourgraph – an accuracy analysis*. IAPRS. – Hamburg, 1980.
18. Wong K.W., Ke Y., Slaughter M., Gretbeck R. *A computer vision system for mapping human bodies*. IAPRS. – Washington, 1992.
19. Yamashita Y., Saeki N., Hayashi K., Suzuki N. *Automated three-dimensional measurement using multiple one-dimensional solid-state image sensors and laser spot scanners*. IAPRS. – Kyoto, 1988.
20. Yoshida S., Chikatsu H. *An integrated Ergoma system for human motion analysis*. IAPRS. – Amsterdam, 2000.
21. Ponadto wykorzystano materiały zamieszczone w internecie na stronach: www.3dMD.com, www.arielnet.com, www.bit.or.at, www.diers.de, www.inspeck.com, www.tno.nl, www.cq.com.pl, www.cyberware.com, www.rapidform.com, www.symcad.com, www.tc2.com, www.vitus.de, www.wvl.co.uk

Opracowanie wykonano w ramach grantu KBN nr 4 T12E 052 27.

Recenzował: Dr inż. Andrzej Wróbel, AGH.