

Ignacy DULĘBA, Paweł ROGALIŃSKI

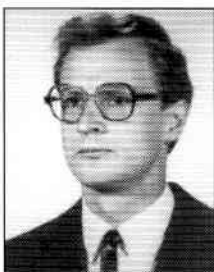
POLITECHNIKA WROCLAWSKA

INSTYTUT CYBERNETYKI TECHNICZNEJ

Robot na użytek trójwymiarowej ultrasonografii medycznej

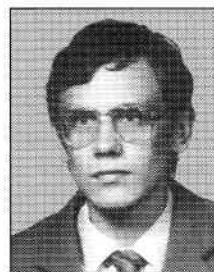
Dr hab. inż. Ignacy DULĘBA

adiunkt w Zakładzie Podstaw Cybernetyki i Robotyki, Instytut Cybernetyki Technicznej, Politechnika Wroclawska. Zainteresowania: modelowanie i sterowanie robotów; planowanie trajektorii (ruchu) robotów manipulacyjnych i mobilnych, zastosowania technik sztucznej inteligencji i obliczeń symbolicznych, zastosowania robotyki w medycynie.



Dr inż. Paweł ROGALIŃSKI

Adiunkt w Zakładzie Podstaw Informatyki i Teleinformatyki, Instytut Cybernetyki Technicznej, Politechnika Wroclawska. Zainteresowania: automatyczna synteza programów działań w systemach wielorobotowych, systemy CAD/CAM, systemy zdarzeniowe, przetwarzanie obrazów.



Streszczenie

W artykule przedstawiono sprzętowe i programistyczne rozwiązania ultrasonografii trójwymiarowej. Ultrasonografia 3D jest połączeniem obrazowych danych 2D otrzymywanych z ultrasonografów medycznych z uogólnioną pozycją obrazów uzyskiwaną przez odwzorowany kinematyką prostą pomiar konfiguracji manipulatora z przytwierdzoną do efektora głowicą USG wodzoną ręcznie przez lekarza. Ultrasonografia 3D umożliwia uzyskanie charakterystyk 3D, np. objętość organu diagnozowanego, które różnią się jakościowo od danych oferowanych przez standardowe urządzenia ultrasonograficzne.

Abstract

In this paper software and hardware components of a 3D medical ultrasonic system are discussed. 3D medical ultrasonics mark 2D medical images with generalized positions of a source of the images. 2D images are gathered from Video output of standard medical ultrasonic devices. Generalized positions are obtained with the use of a hand-driven manipulator equipped with an ultrasonic head attached to its effector. A configuration of the manipulator mapped via forward kinematics brings a generalized position of the image corresponding to the configuration. The 3D medical ultrasonic system enables to obtain 3D characteristics, e.g. volumes. The characteristics are qualitatively different from those offered by standard medical ultrasonic devices.

Wstęp

Zastosowanie techniki w medycynie jest naturalną konsekwencją ograniczeń percepcyjnych lekarza. O ile jakościowy pomiar temperatury pacjenta bez wykorzystania termometru wydaje się możliwy, o tyle bezinwazyjny ogląd organów wewnętrznych człowieka nie jest możliwy bez wykorzystania specjalizowanych urządzeń. Wraz z upowszechnieniem sprzętu komputerowego i wzrostem jego możliwości obliczeniowych i pamięciowych, istnieje coraz szersze pole badawcze do przetwarzania informacji medycznej. Jedną z technik medycznych powszechnie wykorzystywanych w praktyce szpitalnej i prywatnej jest ultrasonografia. Niektóre zalety ultrasonografii to: bezinwazyjność, bezbolesność, relatywnie niskie koszty eksploatacji i zakupu aparatu, duża wartość diagnostyczna. Standardowe aparaty USG umożliwiają pozyskanie dwuwymiarowych (2D) obrazów tkanek miękkich. W ramach realizacji tematu badawczego ST11A 015 11 pt. „Przetwarzanie i rekonstrukcja 3D obrazów ultrasonograficznych dla automatyzacji diagnozy medycznej i robotyzacji zabiegów wspomaganych ultrasonograficznie” finansowanego przez Komitet Badań Naukowych, opracowano w Instytucie Cybernetyki Technicznej Politechniki Wroclawskiej system 3D ultrasonografii. System taki w istotny sposób poszerza możliwości standardowych aparatów USG, gdyż umożliwia

uzyskanie charakterystyk wykorzystujących naturalną trójwymiarowość obiektu badań. Wśród charakterystyk 3D jest objętość organu badanego, lecz także odległość punktów, które nie mogą być wizualizowane na jednym obrazie ultrasonograficznym z powodu oddalenia lub separacji przez obszar o złym przenoszeniu fal mechanicznych (płuca). Koncepcja systemu 3D ultrasonografii jest oczywista: należy każdy z obrazów 2D zaopatrzyć w znacznik uogólnionej pozycji, tj. pozycji i orientacji, w nieruchomym, bezwzględny układzie współrzędnych. W tym układzie punkty obrazowe pochodzące z różnych obrazów są porównywalne.

O ile uzyskanie obrazów 2D jest trywialnym zadaniem odczytu obrazu z wyjścia video, w które wyposażony jest każdy współczesny aparat USG, o tyle określenie uogólnionego położenia obrazu jest zadaniem istotnie trudniejszym. Do określenia uogólnionej pozycji można wykorzystać myszkę 6D, jednak obecna rozdzielczość tych urządzeń nie gwarantuje pożądanej dokładności pomiaru. Alternatywnym rozwiązaniem pomiaru uogólnionej pozycji jest zaopatrzenie głowicy USG w nadajnik sygnału, który odczytywany z odbiorników znajdujących się w ustalonych miejscach umożliwiłby lokalizację głowicy. Modyfikacją tego schematu myślenia jest odwrócenie lokalizacji nadajników/odbiorników. Wydaje się, że sposoby przypominające technikę GPS określania lokalizacji głowicy USG mają przed sobą przyszłość, jednak obecnie są jeszcze trudne w realizacji praktycznej (emisja fal potencjalnie szkodliwych dla badania, odbiorniki przesłaniane przez badającego lekarza).

Przyjętą koncepcją pomiaru uogólnionego położenia obrazów jest pomiar pośredni przez zamocowanie na efektorze manipulatora głowicy ultrasonograficznej, wodzonej ręcznie przez lekarza, [1,2]. Przy znanej kinematyce prostej manipulatora wraz z głowicą określenie położenia uogólnionego nie nastęrcza trudności. Choć rozwiązanie to wymagało konstrukcji manipulatora ultrasonograficznego ograniczającego swobodę ruchów lekarza (pogorszenie ergonomiczności), to jednak rozwiązanie takie umożliwia najbardziej precyzyjne określenie położenia uogólnionego. Dodatkową zaletą proponowanego rozwiązania jest studiowanie problemów wynikających z wykorzystania urządzeń manipulacyjnych w medycynie. Szczególnie w przypadku chirurgii (okulistyki, neurologii, ortopedii) wykorzystanie urządzeń sprawczych, a nie jedynie pomiarowych, jest już na świecie w trakcie zaawansowanych prac implementacyjnych.

Celem artykułu jest przedstawienie głównych części składowych systemu 3D ultrasonografii medycznej na tyle szczegóto-

wo, aby rozwiązania sprzętowo-programistyczne znalazły swą ilustrację, i na tyle ogólnie, aby szczegóły nie przesłaniały idei rozwiązań. Opis prezentowanych rozwiązań znajduje się w cytowanych pracach członków zespołu badawczego. Artykuł zorganizowany jest następująco. W rozdziale drugim przedstawiono rozwiązania sprzętowe systemu akwizycji konfiguracji i obrazu 2D. Dyskusję procedur kalibracyjnych systemu wizyjnego umożliwiającego obliczenie położenia punktów obrazu w bazowym (bezwzględny) układzie współrzędnych związanym z podstawą manipulatora zamieszczono w rozdziale trzecim. Rozdział czwarty poświęcony jest wstępnemu przetwarzaniu obrazów. Rozdział piąty stanowi podsumowanie pracy.

Rozwiązania programistyczne i sprzętowe akwizycji konfiguracji i obrazu

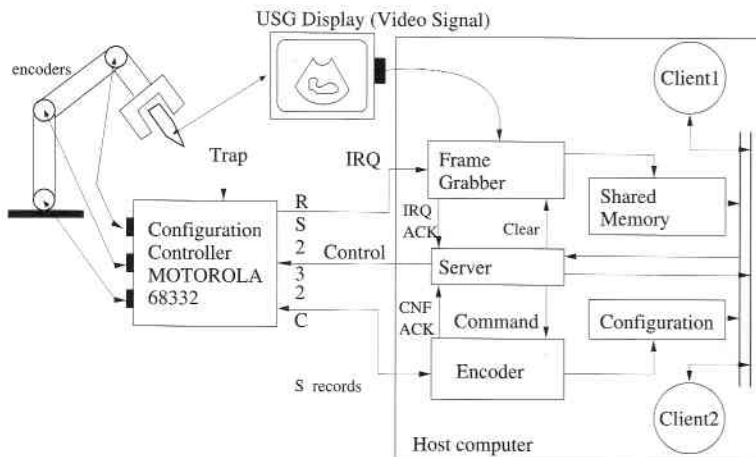
Architekturę sprzętową systemu 3D ultrasonografii przedstawiono na rys. 1. Część sprzętową systemu stanowią: manipulator z przytwierdzoną do efektora głowicą ultrasonograficzną, ultrasonograf z wyjściem Video, karta akwizycji obrazu (ELTEC, Niemcy), sterownik akwizycji konfiguracji skonstruowany na bazie jednokładowego kontrolera Motorola 68332, [5]. Z założenia system 3D ultrasonografii ma pracować pod kontrolą systemu operacyjnego Linux z wykorzystaniem środowiska graficznego XWindow (Motif). Ze względu na specyficzne zadanie obsługi enkoderów (przetworników obrotowo-impulsowych) umożliwiających pomiar konfiguracji manipulatora przez pomiar położenia kątowych jego przegubów, zdecydowano się na konstrukcję sterownika akwizycji konfiguracji. Rozwiązanie takie odciąża komputer nadrzędny oraz wykorzystuje zalety jednokładowego kontrolera MC 68332. Kontroler ten, o 32 bitowej architekturze, jest wyposażony w specjalizowany koprocesor czasowy (*Time Processing Unit*), wbudowany sterownik transmisji szeregowej (*Serial Communication Interface*) oraz pamięć RAM/ROM. W skład sterownika konfiguracji wchodzi kontroler MC 68332 wraz z dodatkową pamięcią RAM oraz optoizolowanymi układami wejściowymi enkoderów.

Manipulator ultrasonograficzny, którego zdjęcie zamieszczono na rys. 2, jest wyposażony w enkoder w każdym z przegubów. Wielkość (waga) enkodera jest ściśle związana z jego rozdzielczością. Dla makro-ruchów (pierwsze trzy stopnie swobody) zastosowano enkodery o rozdzielczości 10 000 działek/obrot, natomiast dla pozostałych trzech stopni swobody enkodery o roz-



Rys. 2. Manipulator ultrasonograficzny (na konstrukcji wsporczej, w obudowie slime-line, widoczny sterownik akwizycji konfiguracji)

dzielczości o połowę mniejszej. Dokładność enkoderów na makroruchach powinna być większa, gdyż niedokładności odczytów propagują się przez długi łańcuch kinematyczny. Interesującym rozwiązaniem mechanicznym zaproponowanym przez p. Klemensa Sokolowskiego jest sprężyna odciążająca, która efektywnie zmniejsza siłę niezbędną do ręcznego wodzenia manipulatorem. Odciąg, zob. rys. 2, umieszczono u podstawy manipulatora, a jego siła odciążająca (działająca na zasadzie przeciwwagi) jest regulowana przez zmianę początkowego naprężenia sprężyny umieszczonej w aluminiowej rurce. Podczas budowy systemu przewidziano dwa tryby pracy układu akwizycji obrazów: tryb *on-line* oraz tryb *off-line*. W trybie *on-line* do *frame grabber*-a doprowadzony jest sygnał wideo bezpośrednio z ultrasonografu. Sygnał ten może być dodatkowo rejestrowany za pomocą magnetowidu. Sterownik akwizycji pozycji dokonuje ciągłego pomiaru konfiguracji manipulatora i z częstotliwością około 50Hz generuje *S-rekordy* zawierające aktualną pozycję manipulatora. Rekordy są wysyłane za pomocą łącza RS232 do komputera nadrzędnego. Dodatkowo sterownik akwizycji pozycji generuje z częstotliwością około 15 Hz specjalne rekordy,



Rys. 1. Architektura sprzętowa systemu 3D ultrasonografii medycznej wraz z sygnałami sterującymi i procesami niskiego poziomu obsługującymi akwizycję konfiguracji i obrazu

które po modulacji mogą być zapisane na ścieżce dźwiękowej magnetowidu rejestrującego obraz pochodzący z ultrasonografu.

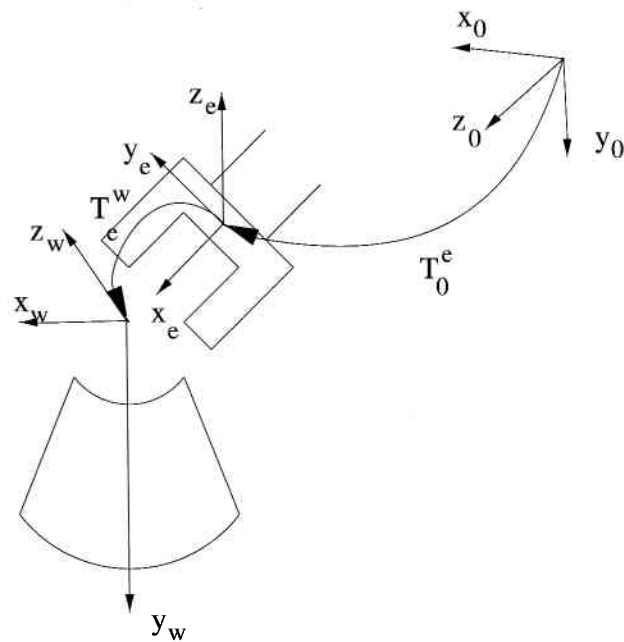
W trybie off-line akwizycji obrazu wykorzystywane są dane zarejestrowane na taśmie wideo podczas przeprowadzania badania w trybie on-line. Sygnał wideo jest doprowadzany do *frame grabber*-a, natomiast sygnał audio po demodulacji w sterowniku akwizycji pozycji jest wysyłany do komputera nadrzędnego. Tryb off-line ma szczególne znaczenie dla prowadzenia prac badawczo-rozwojowych, ponieważ umożliwia powtarzanie procesu pobierania próbek 2D na tym samym materiale źródłowym.

Podczas nominalnej pracy sposób działania systemu 3D ultrasonografii jest następujący. Lekarz przemieszczając ręcznie wzdłuż manipulator z przytwierdzoną doń głowicą ultrasonograficzną obserwuje monitor ultrasonografu. Gdy obraz jest wart zapamiętania, lekarz wyzwała sygnałem *Trap* przerwanie w sterowniku konfiguracji. Sterownik, który w nieskończonej pętli czyta wskazania enkoderów (*polling*) reaguje na przerwanie natychmiast wystawiając sygnał *IRQ* na linię portu szeregowego komputera nadrzędnego. Następnie kompletuje S-rekord (format Motoroli), który zawiera oprócz danych dotyczących wskazań enkoderów także informacje dodatkowe w zależności od trybu pracy, np. wskazanie skalibrowanych przegubów, znacznik zatrzaśnięcia danych. Rekord zawiera standardowe pola rozpoznające ramkę oraz sumę kontrolną (2 bajtową) umożliwiającą sprawdzenie poprawności transmisji. Po skompletowaniu rekordu, dzięki wbudowanym możliwościom kontrolera, dane te są transmitowane zgodnie ze standardem RS232C do komputera nadrzędnego. W tym czasie, po otrzymaniu sygnału *IRQ*, proces obsługujący akwizycję obrazu steruje tak *frame grabber*-em aby ów pobrał obraz z wyjścia wideo monitora ultrasonograficznego i zapisał obraz do pamięci dzielonej (*shared memory*). Po dokonaniu tych czynności, proces akwizycji obrazu wystawia sygnał (*IRQ ACK*) dla procesu serwera potwierdzający skompletowanie obrazu. Asynchronicznie, proces obsługujący akwizycję konfiguracji, który z częstotliwością 50Hz czyta S-rekordy z portu szeregowego, uaktywnia się po odebraniu poprawnej transmisji rekordu zawierającego konfigurację manipulatora. Po rozpakowaniu danych o konfiguracji i wpisaniu ich do pamięci dzielonej zawiadamia serwer sygnałem *CNF ACK* o gotowości danych do odczytu. Serwer po otrzymaniu pierwszego z sygnałów potwierdzeń od procesów akwizycji obrazu i akwizycji konfiguracji uruchamia układ czasowy, który wyznacza okno czasowe jednoczesności zdarzeń: akwizycji obrazu i konfiguracji manipulatora. Jeśli sygnał o zdarzeniu drugim nie nadejdzie przed upływem 100 ms, zdarzenia uznaje się za niejednoczesne. W dalszym opisie założymy jednoczesność zdarzeń z założoną dokładnością czasową. W rejestrze serwera znajdują się wszystkie procesy klienckie, które zarejestrowały chęć otrzymania danych o konfiguracji i obrazie. Przykładami procesów klienckich są: proces potwierdzający lekarzowi sygnałem dźwiękowym prawidłową akwizycję obrazu i konfiguracji, proces wyliczający położenie uogólnione na podstawie konfiguracji manipulatora. Serwer powiadamia zarejestrowane procesy komunikatami systemowymi o dostępności danych. Procesy klienckie informują serwer o odczytaniu danych przez systemową kolejkę komunikatów. Po otrzymaniu potwierdzenia od ostatniego z tych procesów, serwer uznaje, że dane w pamięci dzielonej o konfiguracji i obrazie są już wykorzystane i przygotowuje procesy akwizycji obrazu i akwizycji konfiguracji do kolejnego cyklu akwizycji. W tym celu informuje (sygnałem *Clear*) *frame grabber* o możliwości nadejścia kolejnego zgłoszenia akwizycji obrazu, natomiast sygnałem *Command* informuje proces akwizycji konfiguracji o trybie jego działania. Standardowo proces *Encoder* czyta znaki z portu szeregowego w celu kompletacji S-rekordu. Może jednak spełniać inne funkcje, np. przysyłać kod programu do pamięci RAM sterownika.

Gdy zdarzenia otrzymania obrazu i konfiguracji nie są jednoczesne (mechanizmem *time-out*), serwer nie potwierdza lekarzowi pobrania danych i jednocześnie przygotowuje procesy akwizycyjne do pobrania kolejnych danych. Brak jednoczesności może być spowodowany błędami transmisji S-rekordu, wykrytych bądź przez zły jego format, bądź przez niepoprawną sumę kontrolną. Ewentualną przyczyną braku synchronizacji zdarzeń akwizycji może być zgubienie sygnału *IRQ* podczas transmisji. Przypadki nieakceptowalnej desynchronizacji zdarzeń akwizycji są statystycznie rzadkie przy poprawnej kompletacji sprzętowej.

Dla zabezpieczenia przed wywoływaniem wielu częstych procesów akwizycji, spowodowanych np. drżeniem zestyków przycisku inicjującego akwizycję, wprowadzono strefę nieczułości, tj. sygnały przerwań nie mogą pojawiać się częściej, niż co zadany interwał czasowy. Interwał jest wystarczająco długi do prawidłowej akwizycji danych i odpowiednio krótki, aby lekarz nie zdążył przemieścić głowicy ultrasonograficznej w nowe położenie zanim nastąpi możliwość uruchomienia kolejnej akwizycji.

Komputer nadrzędny ma możliwość programowej inicjalizacji sterownika i jego diagnozowania przez linie *Control*.



Rys. 3. Wybrane układy współrzędnych manipulatora niezbędne do wyliczenia kinematyki prostej

Kalibracja

Zanim manipulator ultrasonograficzny jest gotowy do nominalnej pracy, należy przeprowadzić (jednorazowo) kilka stopni kalibracji. Kalibrację należy powtórzyć jedynie wtedy, gdy nastąpiła zmiana elementów składowych manipulatora, np. zmiana typu głowicy USG, czy konserwacja części mechanicznych. Pierwszy stopień kalibracji dotyczy enkoderów mierzących położenie przegubów manipulatora. Enkodery bowiem, ze względu na sposób działania, przyjmują położenie synchronizacji jako położenie zerowe, które jest różne od położenia zerowych przegubów. Przez odczyt wskazań enkoderów w charakterystycznych konfiguracjach manipulatora (gdy sąsiednie ramiona manipulatora są prostopadłe lub równoległe względem siebie) określa się poprawki kątowe opisujące różnicę między zerowym

położeniem enkodera a zerowym położeniem odpowiedniego przegubu, [4]. Kolejnym stopniem kalibracji jest kalibracja obrazu USG. Obraz wyrażony jest w pikselach, natomiast dla systemu 3D ultrasonografii wymagane są jego wymiary w jednostkach bezwzględnych. Dzięki wbudowanym możliwościom aparatów USG umożliwiającym pomiar odległości na pojedynczym obrazie możliwe jest określenie współczynników skalujących osie współrzędnych układu obrazu. Trudniejszym zadaniem jest określenie źródła obrazu, tj. źródła fal mechanicznych głowicy USG. Dzięki charakterystycznemu kształtowi obrysu obrazu USG (wycinek pierścienia) uzyskuje się położenie źródła z wykorzystaniem procedur konturowania i wyostrzenia obrazu, [9].

Ostatnim etapem kalibracji jest ustalenie położenia układu wizyjnego w układzie efektora manipulatora (zob. rys. 3). Kinematyka prosta manipulatora wraz z głowicą USG jest iloczynem transformacji efektora do układu bazowego manipulatora $k_0^e(q)$ zależnej od konfiguracji oraz transformacji układu wizyjnego do układu efektoru manipulatora $k_e^w(p)$ zależnej od wektora stałych parametrów p :

$$k(q) = k_0^e(q) \cdot k_e^w(p) \quad (1)$$

Pomiar długości ogniw manipulatora, konieczny do ustalenia stałych dla $k_0^e(q)$, nie jest skomplikowany ze względu na budowę manipulatora ze standardowych profili firmy BOSCH. Natomiast określenie położenia układu wizyjnego w układzie efektoru manipulatora, $k_e^w(p)$, wymaga złożonej procedury optymalizacyjnej, [4], ze względu na hermetyczność głowicy uniemożliwiającej określenie lokalizacji źródła fal mechanicznych. Położenie dowolnych dwóch układów współrzędnych można zawsze opisać za pomocą sześciu parametrów: trzech położeniowych i trzech orientacyjnych (np. kąty RPY), [8]. Kalibracja układu wizyjnego polega na odczycie współrzędnych obrazowych stałych punktów pomiarowych, tzw. sztucznego pacjenta, na wielu obrazach przy różnych konfiguracjach manipulatora. W ten sposób, z wykorzystaniem kinematyki prostej opisanej równaniem (1), generowany jest układ równań, w którym niewiadomymi są nieznanne parametry p . W celu podwyższenia dokładności identyfikowanych parametrów, układ równań powinien być nadmiarowy. Średniokwadratowo optymalny zestaw parametrów uzyskuje się z wykorzystaniem numerycznego algorytmu antygradientowego, [4].

Przetwarzanie obrazów ultrasonograficznych

Pobrane przez *frame grabber* obrazy wymagają wstępnego przetwarzania w celu odzyskania informacji utraconej na drodze ich tworzenia i akwizycji. Straty te są dwójakiego rodzaju: geometryczne i jakościowe. Straty geometryczne wynikają z różnicy współczynnika aspektu obrazu generowanego przez ultrasonograf i rejestrowanego przez *frame grabber* oraz z „płynności” sygnałów synchronizacji. Różnica współczynnika aspektu powoduje zmianę proporcji obrazu, natomiast rozbieżności synchronizacji powodują przesunięcia układu współrzędnych obrazu względem układu odniesienia głowicy USG. Straty jakościowe wynikają z ograniczonego pasma przenoszenia toru wizyjnego i powodują utratę ostrości.

Niwelacje różnic współczynnika aspektu uzyskano przez kalibrację toru wizyjnego. Do tego celu została wykorzystana możliwość dokonywania pomiarów odległości w aparacie ultrasonograficznym. Lekarz obsługujący ultrasonograf zaznacza na obrazie dwa znaczniki i odczytuje odległość pomiędzy zaznaczonymi punktami, a następnie wprowadza odczytaną wartość

do programu kalibracji. Procedura kalibracji polega na zaznaczeniu i zmierzeniu odległości co najmniej dwóch par znaczników umieszczonych w linii pionowej i poziomej. Zwiększenie liczby pomiarów i uśrednienie wyników pozwala na poprawę dokładności kalibracji. Taka procedura powinna być powtórzona po każdorazowej wymianie głowicy ultrasonograficznej.

Odtworzenie pozycji obrazu względem punktu odniesienia głowicy można dokonać na podstawie kształtu obszaru zajmowanego przez część użyteczną obrazu USG (wycinek pierścienia). W tym celu należy wyznaczyć położenie środka wycinka pierścienia z dokładnością subpikselową oraz przyjąć ten punkt za punkt roboczy głowicy. Do wyznaczenia punktu odniesienia użyto metodę transformacji Hough-a dla prostych, [9]. Obraz jest przesuwany w pionie i poziomie tak, aby wyznaczony punkt przyjął ściśle określone współrzędne.

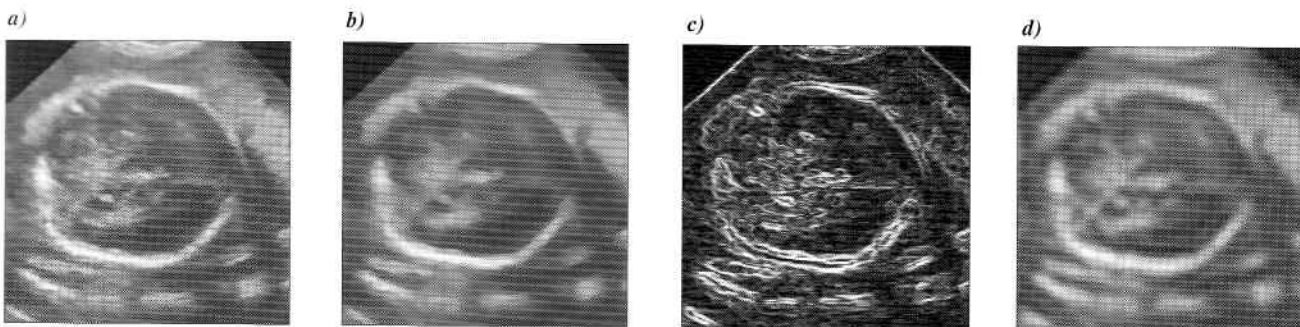
Utratę ostrości obrazu spowodowaną ograniczonym pasmem toru wizyjnego można częściowo skompensować za pomocą procedury wyostrzenia. W tym celu przyjęto, że obraz wynikowy da się zamodelować jako splot idealnego obrazu z jądrem obrazującym odpowiedź impulsową toru wizyjnego. Do odtworzenia obrazu idealnego wykorzystano metodę rozplotu (dekonwolucji) zaimplementowaną w wersji iteracyjnej. Warto zwrócić uwagę, że brak korelacji pomiędzy rozmyciem w kolejnych liniach obrazu pozwala na ograniczenie dekonwolucji do sąsiedztw jednowymiarowych. Do przyspieszenia obliczeń w procedurze dekonwolucji można wykorzystać koprocesor splotowy wykorzystujący programowalne filtry IMSA110 [9].

Na tym kończy się procedura wstępnego przetwarzania obrazów, która jest realizowana automatycznie podczas akwizycji. Zebrane obrazy po skalibrowaniu i wyostrzeniu są zapamiętywane wraz ze znacznikami pozycji w bazie danych. Dalsze przetwarzanie obrazów w trakcie którego realizowana jest filtracja, segmentacja i rekonstrukcja 3D odbywa się na drodze interakcji z lekarzem po zakończeniu akwizycji serii pomiarowej (po zakończeniu badania).

Celem filtracji i segmentacji jest poprawa jakości oraz kontrastu obrazów przez zminimalizowanie zakłóceń oraz wydzielenie na zarejestrowanych obrazach konturów obiektów, które podlegają rekonstrukcji 3D.

Wstępne przetwarzanie obrazów rozwiązano w sposób sprzętowy i programistyczny. Sprzętowe wspomaganie (akcelerację) filtracji obrazów zrealizowano z wykorzystaniem programowalnych filtrów liniowych IMSA110. Wykorzystanie sprzętowych filtrów jest następujące: piksele obrazu są przesyłane na wyjście równoległe komputera (port drukarki), który jest zarazem wejściem filtru liniowego. Po filtracji dane wyjściowe są przekazywane na wejście równoległe komputera. Sprzętowa filtracja nie wprowadza istotnych opóźnień i o jej szybkości decyduje szybkość zapisu i odczytu pikseli do/z portu równoległego.

Pełna automatyzacja procesu przetwarzania obrazów ultrasonograficznych nie jest możliwa z wielu przyczyn. Najważniejsze z nich to brak w pełni obiektywnych kryteriów jakości filtracji i segmentacji, silna zależność efektów procedur od przyjętych parametrów, występowanie wielu obiektów na pojedynczych obrazach oraz zniekształcenia obrazów powodowane przez wtórne odbicia, ugięcia i inne zakłócenia wiązki ultradźwiękowej. Dlatego prezentowany system zapewnia dużą elastyczność w doborze metod i parametrów filtracji/segmentacji, a cały proces przetwarzania obrazu odbywa się na drodze interakcji z lekarzem. To lekarz selekcyjnie wybiera obiekty, które mają być poddane rekonstrukcji 3D oraz dokonuje oceny poprawności uzyskanych konturów. Aby odciążyć lekarza od nużących i mechanicznych czynności konturowania i segmentacji, wydzielono jedną składową systemu 3D USG stanowiącą załączek systemu eksperckiego na użytek USG. Głównym celem tego podsystemu jest ankietowanie lekarzy i śledzenie ich decyzji (np. ustalenie pro-



Rys. 4.

- a) przykładowy szary obraz ultrasonograficzny (256 x 256),
 b) po pięciokrotnej filtracji filtrem medianowym o jądrze 5 x 5,
 c) po filtracji filtrem gradientowym Sobela,
 d) po filtracji transformatą Hartleya

cedur i parametrów filtracji, konturowania uznanych przez lekarza za najlepsze). Statystyczna informacja pochodząca z wielu obrazów USG przetwarzanych przez wielu lekarzy pozwala na początkowy dobór metod i parametrów procedur wstępnego przetwarzania obrazów.

System 3D ultrasonografii umożliwia filtrację obrazów za pomocą filtrów lokalnych, które można podzielić na dwie grupy: dolnoprzepustowe (uśredniające) i górnoprzepustowe (gradientowe). Filtry dolnoprzepustowe pozwalają na redukcję zakłóceń, lecz powodują pogorszenie ostrości obrazu. Ze względu na stosunkowo duże rozmiary zakłóceń (pikselowe) przy filtracji należy stosować duże maski sąsiedztwa lub wielokrotnie powtarzać procedurę filtracji. Najczęściej zadawalające efekty można uzyskać za pomocą filtru medianowego o rozmiarze maski sąsiedztwa 5 x 5 lub 7 x 7. Filtry górnoprzepustowe, używane do wyostrania obrazu i detekcji krawędzi, w przypadku obrazów ultrasonograficznych najczęściej nie dają zadawalających rezultatów. Przyczyną tego jest bardzo wysoki poziom zakłóceń. W systemie zaimplementowano również filtr globalny wykorzystujący transformatę Hartleya, który po przetworzeniu obrazu do przestrzeni częstotliwości, pozwala na redukcję wybranych składowych harmonicznych, [3]. Filtr Hartleya jest najbardziej efektywny obliczeniowo na obrazach o wymiarach pikselowych będących całkowitą potęgą liczby dwa (specyfika algorytmu motylkowego wykorzystywanego w implementacji filtru). Transformatę Hartleya wykorzystuje się także do kompresji obrazów USG. Wyzerowane wyższe składowe harmoniczne mogą być pominięte, a pozostałe składowe przekształcone odwrotną transformatą Hartleya tworzą pomniejszony (skompresowany) obraz. Działanie przedstawionych filtrów dla przykładowego obrazu ultrasonograficznego przedstawiono na rys. 4. Filtracja obrazów wiąże się ściśle z procesem segmentacji, czyli wydzieleniem konturów obiektów. Jak już wspomniano wcześniej, wydzielenie konturów za pomocą lokalnych filtrów gradientowych nie daje pozytywnych rezultatów. Znacznie lepsze efekty można uzyskać przez zwykłe progowanie obrazu poddanego filtracji medianowej. W systemie zaimplementowano klasyczną metodę wydzielenia sylwetki przez rozrost obszaru oraz zaadoptowaną na potrzeby segmentacji metodę odkształcania wieloboku. Pierwsza z nich jest powszechnie stosowana w grafice komputerowej do wypełniania obszarów i daje sylwetkę obiektu w postaci rastrowej. Druga, konstruuje wielobok, który aproksymuje kontur obiektu z zadaną dokładnością, [6]. Efekty działania obu metod zależą w znacznym stopniu od sposobu klasyfikacji poszczególnych punktów obrazu na punkty leżące wewnątrz i na zewnątrz badanego obiektu.

Zakończenie

W artykule przedstawiono główne sprzętowo-programistyczne części składowe systemu 3D ultrasonografii medycznej. Pominięto opisy jeszcze nie ukończonego modułu rekonstrukcji 3D ([7]) oraz bazy danych obsługującej system 3D USG i gromadzącej dane o badaniach i pacjentach. Z oryginalnych osiągnięć tematu badawczego warto wymienić: teoretyczną analizę manipulatora ultrasonograficznego, mechaniczną konstrukcję manipulatora, konstrukcję sterownika akwizycji konfiguracji, oprogramowanie algorytmów wstępnego przetwarzania obrazów ultrasonograficznych (np. filtracja wykorzystująca transformatę Hartleya). Jednak za najtrudniejszy problem systemu 3D USG uznajemy jego wielowątkowość, która wymagała współpracy wielu specjalistów z zakresu mechaniki, konstrukcji urządzeń elektronicznych, przetwarzania obrazów, robotyki teoretycznej, medycyny. Konieczna współpraca środowisk technicznych ze środowiskami medycznymi ujawniła różnorodność kryteriów ocen rozwiązań. Technicy uważają za dobre rozwiązania optymalizujące ściśle określoną funkcję jakości, natomiast ocena medyków bazuje na doświadczeniu i trudno przekłada się na modele i optymalizację. Współpraca ta wydaje się jednak bardzo owocna dla obu środowisk i stanowić będzie źródło kolejnych aplikacji medycznych szeroko rozumianej robotyki.

Literatura

- [1] I. DULĘBA: Kinematically optimal manipulator for medical ultrasonics, 4. Symp. Metody i Modele w Automatyce i Robotyce, Międzyzdroje, 1997, ss. 1139-1144.
- [2] I. DULĘBA: Kinematyczna kalibracja manipulatora, Symp. Sym. Proc Dynamicznych, Zakopane 1998, ss. 99-104.
- [3] I. DULĘBA: Transformata Hartleya w filtracji obrazów cyfrowych. Materiały VI Kraj. Konf. Robotyki, Świeradów Zdr., t.2, 1998, ss. 185-192.
- [4] I. DULĘBA: Kalibracja medycznego manipulatora ultrasonograficznego. Materiały Konferencji Komp. Systemy Rozpoznawania, 1999, Trzebieższowice, ss. 267-272.
- [5] S. GORA: Sterownik akwizycji konfiguracji manipulatora ultrasonograficznego. Materiały VI Kraj. Konf. Robotyki, Świeradów Zdr., t.2, 1998, ss. 251-256.
- [6] P. ROGALIŃSKI, I. DULĘBA: Two methods of contouring medical ultrasonic images. European Meeting on Cybernetics and System Research, Wiedeń 1998, ss. 412-416.
- [7] P. ROGALIŃSKI: Genetyczny algorytm rekonstrukcji obiektów 3D na podstawie obrazów USG. Konf. Polioptymalizacja i CAD, 1999, Mielno, ss. 229-235.
- [8] M. SPONG, M. VIDYASAGAR: Introduction to Robotics. Robot Dynamics and Control. MIT Press, Cambridge, 1989.
- [9] M. WNUK: Normalizacja i wyostnianie obrazów USG dla potrzeb ultrasonografii trójwymiarowej. Materiały VI Kraj. Konf. Robotyki, Świeradów Zdr., t.2, 1998, ss. 193-200.