

Marcin Ciecholewski*, Krzysztof Dębski**

Segmentacja wątroby w obrazach TK z wykorzystaniem modelu przybliżonego konturu***

1. Wstęp

Segmentacja wątroby w obrazach TK jest dość często podejmowanym zadaniem. K.T. Bae [1] zastosował techniki przetwarzania obrazu, takie jak progowanie dla ustalonych wartości odcieni szarości oraz metodę wygładzania obrazu za pomocą filtracji Gaussa, wykorzystał też określone matematyczne operatory morfologiczne i krzywe B-sklejane. E.L. Chen [3] zaproponował zestawienie techniki ułamkowych ruchów Browna FBM (*Fractional Brownian Motion*) ze sparametryzowaną metodą aktywnego konturu, celem wyznaczenia przybliżonego konturu wątroby, zaś J. Ballerini [2] przedstawił metodę aktywnego konturu z wykorzystaniem algorytmów genetycznych. W pracach [2, 3] przedstawiona została technika polegająca na określeniu konturu wątroby przed wydzieleniem jej kształtu z obrazu DBE (*Detect Before Extract*). Autorzy pracy [9] dokonali najpierw segmentacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa, a następnie wyznaczyli granice fragmentów obrazu ROI (*Region of Interest*), w których znajduje się kształt wątroby. Segmentacja odcinka lędźwiowego kręgosłupa jest realizowana z zastosowaniem progowania dla ustalonych wartości odcieni szarości obrazu, a także z wykorzystaniem transformacji histogramu. W dalszym procesie segmentacji wykonywane są w określonej kolejności iteracyjnie operacje filtracji, takie jak dylatacja i erozja. W pracy [5] zastosowano technikę sieci neuronowych, celem wyznaczenia cech obrazu odpowiadającego obszarowi zajmowanemu przez wątrobę.

W niniejszej pracy zadanie segmentacji zostało zrealizowane w taki sposób, że najpierw znajdowany jest kontur wątroby, utworzony ze skończonej liczby połączonych ze sobą łamanych aproksymujących poszczególne fragmenty brzegu wątroby w obrazie tomograficzno-komputerowym. Następnie obszar obrazu znajdujący się poza konturem wątroby jest dzielony na dwa wieloboki i eliminowany z obrazu. Początkowym punktem odniesienia w trakcie przeprowadzanych obliczeń jest kręgosłup odcinka lędźwiowego, który jest

* Doktorant, Wydział EAIiE AGH

** Instytut Radiologii i Medycyny Nuklearnej, Akademickie Centrum Kliniczne Akademii Medycznej w Gdańsku

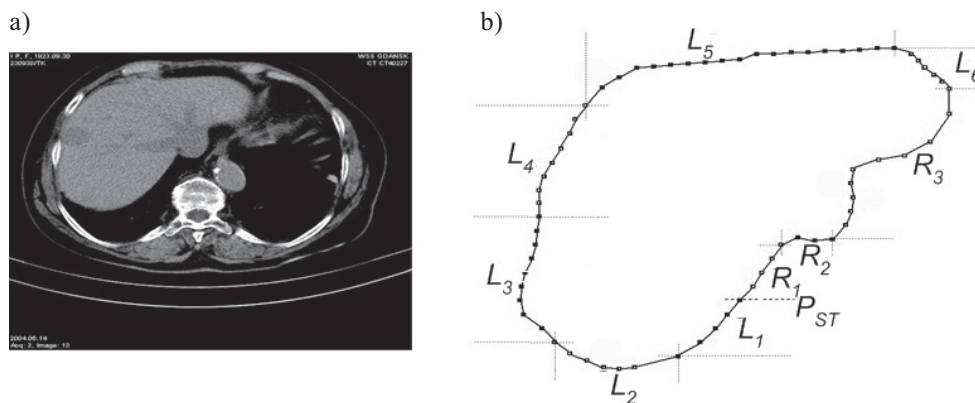
*** Praca naukowa finansowana ze środków budżetowych na naukę w latach 2006–2007 jako projekt badawczy Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego: 3T11F 030 30

punktem centralnym każdego obrazu tomograficzno-komputerowego wątroby. Treść artykułu jest zorganizowana w następujący sposób. W rozdziale 2 został przedstawiony algorytm wykrywania konturu wątroby. W rozdziale 3 zaprezentowano metodę automatycznej segmentacji kształtu wątroby w obrazach tomograficzno-komputerowych. W następnym rozdziale przedstawiono przeprowadzone eksperymenty i zademonstrowano wybrane rezultaty badań. W ostatnim rozdziale umieszczono podsumowanie i dalsze kierunki badań.

2. Algorytm wykrywania konturu wątroby

Do opisu konturu wątroby został zdefiniowany określony model matematyczny, reprezentujący pewną klasę figur zamkniętych – wieloboków, które mogą zostać utworzone za pomocą skończonej liczby połączonych ze sobą łamanych. Model ten został przedstawiony w pracy [4]. Na rysunku 1a znajduje się przykładowy obraz TK jamy brzusznej zawierający strukturę wątroby, zaś na rysunku 1b odpowiadający model konturu, utworzony za pomocą łamanych.

Niech $g : M^2 \rightarrow Z$ jest obrazem szarym TK jamy brzusznej zawierającym strukturę wątroby oraz $(x, y) \in [0, M - 1] \times [0, M - 1]$ określa współrzędne piksela. Wówczas $g(x, y) \in Z$. Zbiór Z określa liczby całkowite z przedziału $[0, 2^B - 1]$, przy czym B jest przyjętą liczbą bitów dla reprezentacji pojedynczego piksela. Przyjmując, że pojedynczy piksel jest reprezentowany przez pamięć jednego bajta, mamy $Z = \{g : g(x, y) \in [0, 255]\}$. W trakcie obliczeń rozważano obrazy o rozmiarach 512×512 . Jest to standardowa rozdzielczość uzyskiwana w badaniu tomograficzno-komputerowym, czyli można przyjąć, że $M = 512$.

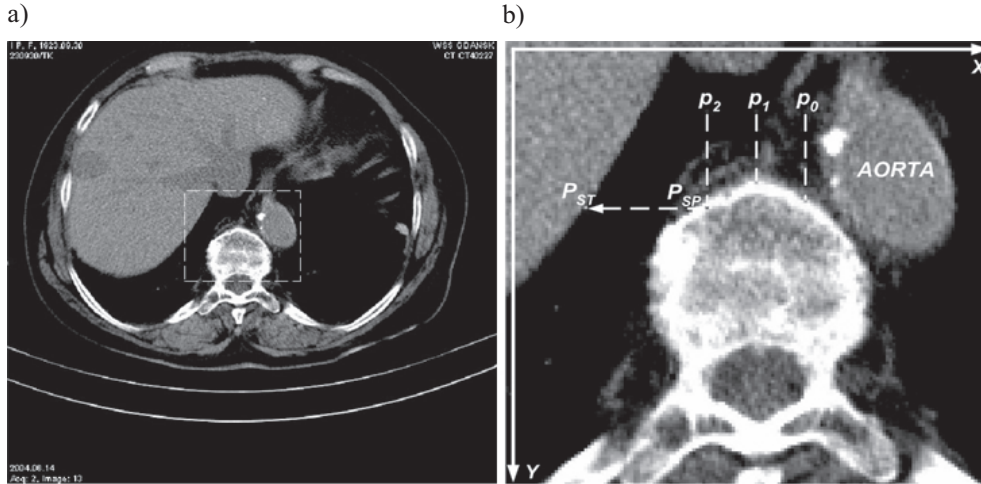


Rys. 1. TK jamy brzusznej i wątroby: a) przykładowe zdjęcie; b) model konturu wątroby

Pierwszym krokiem działania algorytmu jest znalezienie punktu początkowego P_{ST} , który umożliwia rozpoczęcie wyznaczania współrzędnych łamanych, przybliżających kontur wątroby. Metoda wyznaczania punktu P_{ST} wraz z algorytmem automatycznego wykrywania konturu wątroby za pomocą łamanych składowych określonych zależnościami (3) oraz (6) została przedstawiona w pracy [4].

Wyznaczanie punktu P_{ST} przebiega w dwóch etapach (rys. 2):

1. Znajdowany jest punkt leżący na brzegu kręgosłupa P_{SP} .
2. Punkt P_{SP} jest rzutowany wzdłuż osi X na brzeg wątroby, co umożliwia określenie P_{ST} .



Rys. 2. TK wątroby (a); wyznaczanie punktu początkowego (b)

Pozycją wyjściową umożliwiającą określenie punktu P_{SP} jest środek osi symetrii zdjęcia tomograficzno-komputerowego. Bardzo blisko kręgosłupa znajduje się aorta, tak jak na rysunku 2. Jej położenie może utrudniać wyznaczenie punktu P_{SP} . W związku z tym przyjęto, że do obliczeń brane są trzy punkty p_i ($i = 0, 1, 2$).

$$p_i = (x_i, y_i) = \begin{cases} x_i = xStart - D \cdot i \\ y_i = yStart \end{cases} \quad \text{dla } i = (0, 1, 2) \quad (1)$$

Wartość współrzędnej y jest zwiększana o jeden dla każdego punktu p_i , dopóki jeden z dwóch warunków nie zostanie spełniony: $|g(x_i, y_i + 1) - g(x_i, y_i)| \in G_{SP}$ lub $y_i - yStart > H$. Ustalono, że odległość wzdłuż osi X między współrzędnymi x_i jest równa $D = \lfloor M / 34 \rfloor = 15$.

Następnie, na podstawie porównania odległości między nimi wzdłuż osi Y , wyznaczone są współrzędne punktu $P_{SP} = (xP_{SP}, yP_{SP})$. Przyjęto, że odległość wzdłuż osi Y od punktu $(xStart, yStart)$ nie może być większa od wartości określonej przez stałą $H = \lfloor imgHeight / D \rfloor = 70$, zaś zbiór liczb całkowitych G_{SP} określający odcienie szarości pikseli kręgosłupa jest następującej postaci $G_{SP} = \{g \in Z : g \in [190, 255]\}$.

Zaczynając od punktu początkowego P_{ST} , sprawdzane są zdefiniowane warunki określające poziomy szarości współrzędnych brzegowych [4]. Na ich podstawie wykonywane są odpowiednie operacje arytmetyczne zwiększania lub zmniejszania współrzędnych x lub y w celu znalezienia kolejnych punktów łamanych przybliżających kontur wątroby.

Warunki brzegowe umożliwiające znajdowanie współrzędnych łamanej L_1 , są następujące:

$$A^1 = \{(x, y) : (g(x, y) = 0 \wedge |x - x_0| < dl_x) \vee g(x, y) \neq 0 \wedge g(x-1, y) = 0 \wedge |x - x_0| < dl_x\};$$

$$A^0 = \{(x, y) : g(x, y) \neq 0 \wedge g(x+1, y) = 0\};$$

$$B^1 = \{(x, y) : g(x, y) = 0 \wedge |x - x_0| < dl_x\}, B^0 = \{(x, y) : (g(x, y) \neq 0 \wedge |x - x_0| < dl_x)\};$$

$$C^1 = \{(x, y) : g(x, y) \in \bar{G}_1 \wedge (x \leq x_0) \wedge (x - x_0) < dl_x \wedge |x_1 - x_0| < 1/3dl_x\};$$

$$C^0 = \{(x, y) : g(x, y) \in G_1\};$$

$$C_1^1 = \{(x, y) : ((DY_{L(1)} - i) \leq 40 \wedge |x_1 - x_0| \geq 2/3dl_x) \vee ((DY_{L(1)} - i) \leq 20 \text{ dla } i < DY_{L(1)})\};$$

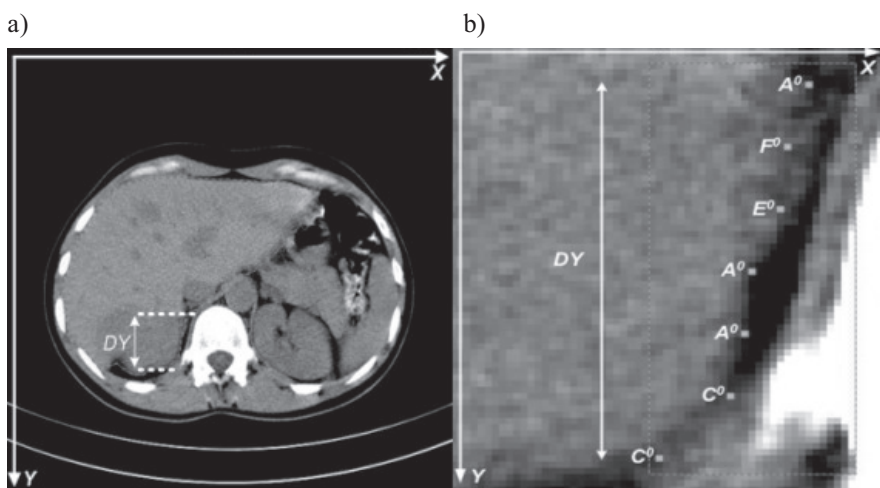
$$D^1 = \{(x, y) : g(x, y) \in \bar{G}_2 \wedge |x_1 - x_0| < 1/3dl_x \wedge |x - x_0| < 1/3dl_x\};$$

$$D^0 = \{(x, y) : g(x, y) \in G_2\};$$

$$E^1 = \{(x, y) : g(x, y) \in G_1 \wedge g(x-1, y) \in G_1\}, E^0 = \{(x, y) : g(x, y) \in \bar{G}_1\};$$

$$F^1 = \{(x, y) : g(x, y) \in G_1 \wedge g(x-1, y) \in \bar{G}_1\}, F^0 = \{(x, y) : g(x, y) \in \bar{G}_1\}.$$

Na rysunku 3b zaznaczone zostały piksele tworzące przykładową łamaną L_1 oraz indeksy spełnionych dla nich warunków brzegowych



Rys. 3. TK wątroby. Przykładowe zdjęcie z zaznaczoną odległością DY łamanej L_1 (a); punkty łamanej L_1 z symbolami warunków brzegowych (b)

Przyjęto, że $DY_{L(1)} = \lfloor M / 6 \rfloor \cdot DY \leq DY_{L(1)}$. Wartości całkowite poziomów szarości: $G_1, \bar{G}_1, G_2, \bar{G}_2$ zostały określone w następujący sposób:

$$G_1 = \{g \in Z : g \in (0, 50]\}, \quad \bar{G}_1 = \{g \in Z : g \in (50, 255]\};$$

$$G_2 = \{g \in Z : g \in (0, 100]\}, \quad \bar{G}_2 = \{g \in Z : g \in (100, 255]\}.$$

Ustalono, że maksymalna odległość wzdłuż osi X między pikselami brzegowymi jest nie większa niż $dl_x = 15$. Wartości stałych określających końce przedziałów $G_1, \bar{G}_1, G_2, \bar{G}_2$, przyjęto na podstawie przeprowadzonych prób ze zbiorem trzydziestu zdjęć TK wątroby. Działania związane z obliczaniem współrzędnych należących do łamanych L_i oraz R_i ($i = 1, \dots, 6$), na podstawie zdefiniowanych warunków brzegowych, zostały przedstawione w pracy [4].

3. Segmentacja wątroby w obrazie TK jamy brzusznej

Proponowana metoda segmentacji kształtu wątroby w obrazie TK korzysta z wyliczonych wartości współrzędnych określających kontur wątroby za pomocą łamanych składowych (3) oraz (6).

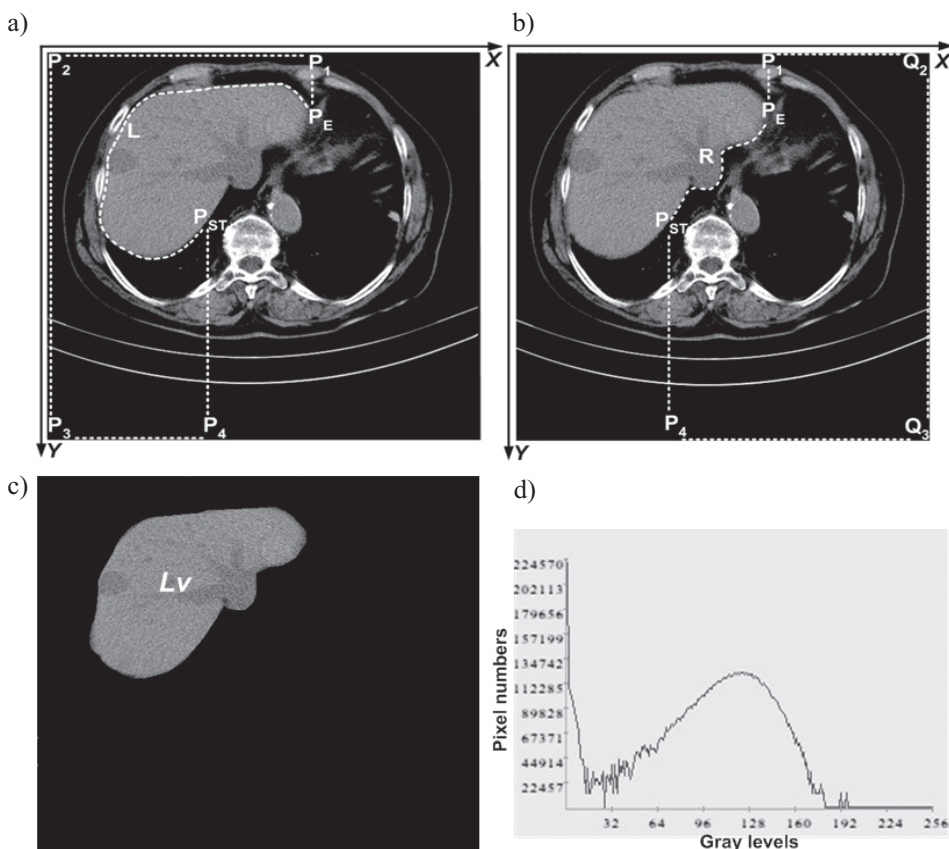
Dane są dwa wieloboki W_1 oraz W_2 . Przyjęto, że wielobok W_1 jest określony przez współrzędne łamanej L , której punktem początkowym jest $P_{ST} = (xP_{ST}, yP_{ST})$, a końcowym $P_E = (xP_E, yP_E)$. Kolejnymi punktami W_1 są: $P_1 = (xP_E, 0)$, $P_2 = (0, 0)$, $P_3 = (0, M)$, $P_4 = (xP_{ST}, M)$ oraz P_{ST} . Wielobok W_2 ma punkty rozpięte na współrzędnych łamanej R , zaczynającej się w punkcie $P_{ST} = (xP_{ST}, yP_{ST})$, a kończącej w punkcie $P_E = (xP_E, yP_E)$. Pozostałe współrzędne to: $P_1, Q_2 = (0, M), Q_3 = (M, M), P_4$ oraz P_{ST} . Wieloboki W_1 oraz W_2 przedstawione są odpowiednio na rysunkach 4b oraz 5a.

W ten sposób obraz TK jest dzielony na trzy części: dwa wieloboki W_1 i W_2 reprezentujące tło oraz obszar L_v zawierający kształt wątroby przedstawiony na rysunku 4c.

Segmentacja została zrealizowana w taki sposób, że w obrazie TK przedstawiającym wątrobę i zdefiniowanym odwzorowaniem $g : M^2 \rightarrow Z$ jego fragment jest zastępowany przez obszar określony dwoma wielobokami W_1 oraz W_2 . W obszarze tym wszystkim pikselom przyporządkowuje się kolor czarny. Otrzymujemy

$$g' = \begin{cases} g & \text{dla } (x, y) \notin W_1 \cup W_2 \\ 0 & \text{dla } (x, y) \in W_1 \cup W_2 \end{cases} \quad (2)$$

Rysunek 4c przedstawia obraz TK z wydzielonym kształtem wątroby.



Rys. 4. Segmentacja wątroby w obrazie TK jamy brzusznej. Wielobok W_1 zawierający łamaną L (a); wielobok W_2 zawierający łamaną R (b); wydzielony kształt wątroby (c); histogram obrazu z wydzielonym kształtem wątroby (d)

4. Przeprowadzone eksperymenty i wybrane rezultaty badań

W celu oszacowania zaproponowanej metody automatycznej segmentacji zastosowano szacunkowy błąd wyznaczania pewnego obszaru obrazu, w skrócie SzBO. W trakcie badań nad analizą obrazów tomograficzno-komputerowych wykorzystano z materiału z Zakładu Diagnostyki Obrazowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego w Gdańsku.

4.1. Szacunkowy błąd wyznaczania obszaru

SzBO jest szacunkową wielkością umożliwiającą porównanie procentowego stopnia zmian różnicy zajmowanych obszarów obrazu. Różnica obszarów jest obliczana pomiędzy automatycznie wydzielonym obszarem (AWO) oraz wydzielonym ręcznie (RWO). Niech $Lv_{auto} \subset Z^2$ jest fragmentem obrazu uzyskanym na drodze automatycznej segmentacji, zaś

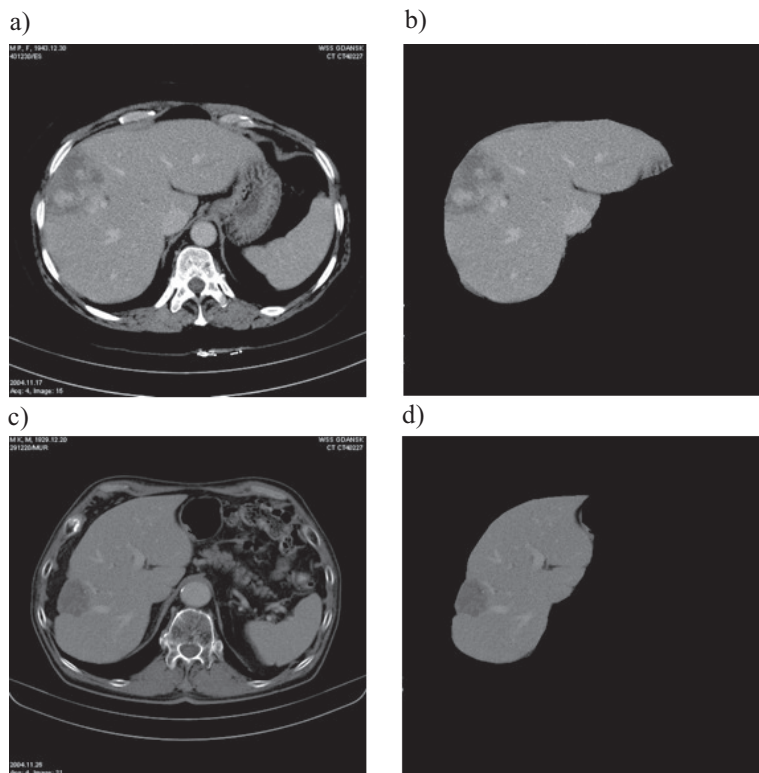
$Lv_{manual} \subset Z^2$ określa fragment obrazu wydzielony ręcznie. Niech $SO = Lv_{auto} \cup Lv_{manual}$ oraz $IO = Lv_{auto} \cap Lv_{manual}$. Błąd SzBO jest zdefiniowany w następujący sposób

$$SzBO = \frac{a_{SO} - a_{IO}}{a_{RWO}} \times 100\% \quad (3)$$

Przyjęto, że a_{SO} jest liczbą pikseli znajdujących się w obszarze SO , zaś a_{IO} określa liczbę pikseli, które są w obszarze IO , oraz a_{RWO} określa liczbę pikseli w ręcznie wydzielonym obszarze RWO .

Obszar powierzchni wątroby RWO był wyznaczany przez lekarza radiologa i dla przebadanych 30 zdjęć TK średni błąd $SzBO$ wyniósł 11,2%.

Przeprowadzane eksperymenty obejmowały 30 przypadków pochodzących od różnych pacjentów, u których nie stwierdzono żadnych zmian chorobowych, jak również z widocznymi jednostkami chorobowymi takimi jak naczyniaki i torbiele. Rysunki 5a i b przedstawiają zdjęcia z naczyniakiem, zaś na rysunkach 5c i d widoczna jest torbiel wątroby.



Rys. 5. Segmentacja kształtu wątroby w obrazach TK jamy brzusznej. Przykładowe obrazy tomograficzno-komputerowe (a, c); obrazy z wydzielonym kształtem wątroby (b, d)

5. Podsumowanie i dalsze kierunki badań

W artykule zaprezentowano nową metodę automatycznej segmentacji kształtu wątroby w obrazach TK jamy brzusznej, wykorzystującą odcinek lędźwiowy kręgosłupa jako punkt odniesienia. Po określeniu punktu początkowego wyznaczany jest przybliżony kontur wątroby, składający się z połączonych ze sobą łamanych. Łamane składowe są elementami dwóch wieloboków eliminowanych z obrazu, w efekcie czego w obrazie pozostaje tylko wydzielony kształt wątroby. Zastosowana metoda przyniosła dosyć dokładne rezultaty zarówno dla organów zdrowych, jak i dla tych, które zawierają określone jednostki chorobowe, czyli zmiany ogniskowe wewnątrz wątroby. W celu pełnego potwierdzenia swojej przydatności, zaprezentowaną metodę należy jeszcze przetestować dla większej liczby przypadków.

Implementacja metod i interfejs graficzny zostały wykonane w języku C++, w środowisku Microsoft Visual Studio 6.0, z użyciem bibliotek MFC i GDI. Program jest rozwijany z wykorzystaniem techniki programowania obiektowego. Innymi słowy, każdy komponent systemu można zastąpić przez lepszy, jeśli tylko zostanie utworzony. Dalszym kierunkiem badań jest opracowanie efektywnych metod segmentacji ogniskowych zmian nowotworowych wątroby.

Literatura

- [1] Bae K.T., Giger M.L., Chen C.T., Kahn Jr. C.E.: *Automatic segmentation of liver structure in CT images*. Medical Physics, vol. 20, 1993, 71–78
- [2] Ballerini J.: *Genetic Snakes for Medical Image Segmentation*. LNCS, vol. 1596, 1999, 59–73
- [3] Chen E.L., Chung P.C., Chen C.L., Tsai H.M., Chang C.I.: *An automatic diagnostic system for CT liver image classification*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 45, No. 6, 1998, 783–794
- [4] Ciecholewski M., Dębski K.: *Automatyczne wykrywanie konturu wątroby w obrazach tomograficzno-komputerowych*. Półrocznik AGH, Automatyka, t. 10, z. 2, 2006
- [5] Husain S.A., Shigeru E.: *Use of neural networks for feature based recognition of liver region on CT images*. Neural Networks for Sig. Proc.-Proceedings of the IEEE Work., vol. 2, 2000, 831–840
- [6] Kass M., Witkin A., Terzopoulos D.: *Snakes, Active Contour Models*. Int. J. Computer Vision, vol. 1, No. 4, 1987, 259–263
- [7] Meyer-Bäse A.: *Pattern Recognition for medical imaging*. Elsevier Academic Press, 2004
- [8] Ritter G.X., Wilson J.N.: *Computer Vision Algorithms in Image Algebra*. CRC Press, Boca Raton, Florida, 2000
- [9] Seo K., Ludeman L.C., Park S., Park J.: *Efficient liver segmentation based on the spine*. LNCS, vol. 3261, 2004, 400–409
- [10] Sikorski R.: *Rachunek różniczkowy i całkowity – Funkcje wielu zmiennych*. Warszawa, PWN 1977