

Dominik PAW, Paweł BADURA, Katedra Informatyki i Aparatury Medycznej, Politechnika Śląska, Gliwice

SEGMENTACJA WĄTROBY W OBRAZACH REZONANSU MAGNETYCZNEGO

Streszczenie: Celem niniejszej pracy było utworzenie algorytmu służącego do segmentacji wątroby w serii obrazów pochodzących z badania wykorzystującego rezonans magnetyczny. Rozwiązanie zostało zawarte w graficznym interfejsie użytkownika tworząc czytelny program. W algorytmie wykorzystano metodę aktywnego konturu, morfologię matematyczną oraz podobne przekształcenia. Wynikiem jest maska 3D oraz liczba wokseli w niej zawartych. Program umożliwia konfrontację wyników.

Słowa kluczowe: segmentacja, wątroba, rezonans magnetyczny

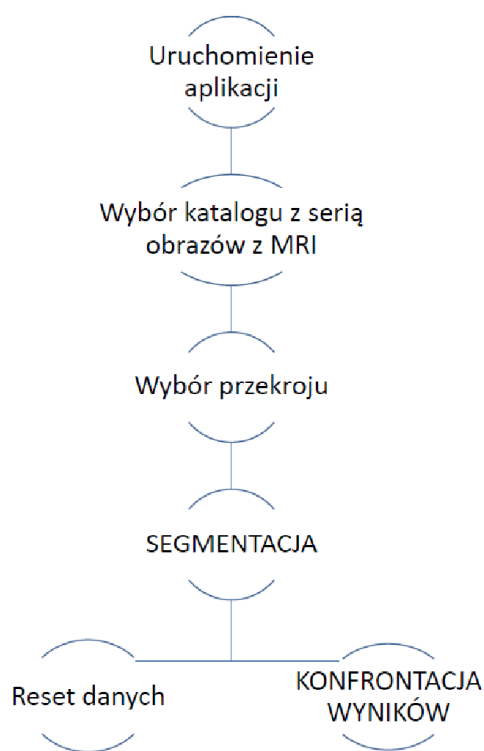
1. WSTĘP

Segmentacja jest procesem podziału obrazu na spójne obszary o wspólnych cechach, definiowane przez kryteria, takie jak barwa, intensywność, gradienty lub tekstura. Każdy obraz niezależnie od stopnia zróżnicowania może podlegać segmentacji. Nie istnieje jednak jeden uniwersalny algorytm, natomiast znane są ogólne schematy i kroki postępowania. Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (MRI) wykorzystuje zjawisko magnetycznego rezonansu jądrowego, rejestrowane dla jąder wodoru [3,4].

Celem pracy było napisanie w środowisku MATLAB algorytmu, który pozwoli na segmentację wątroby z serii zdjęć uzyskanych w toku obrazowania metodą rezonansu magnetycznego. Aby napisany algorytm można było wykorzystać w przystępny sposób, całość zawarto w graficznym interfejsie użytkownika (GUI). Uwzględniono również możliwość konfrontacji wyników odbywająca się na zasadzie odrębnego obrysu wątroby.

2. METODOLOGIA

Obrazy o standardowej rozdzielczości wykorzystywane podczas pisania aplikacji były przekrojami wątroby w płaszczyźnie poziomej, ponieważ zajmują znaczną część zdjęcia przy jednoczesnym minimalnym sąsiedztwie struktur



Rys. 18 Schemat blokowy aplikacji

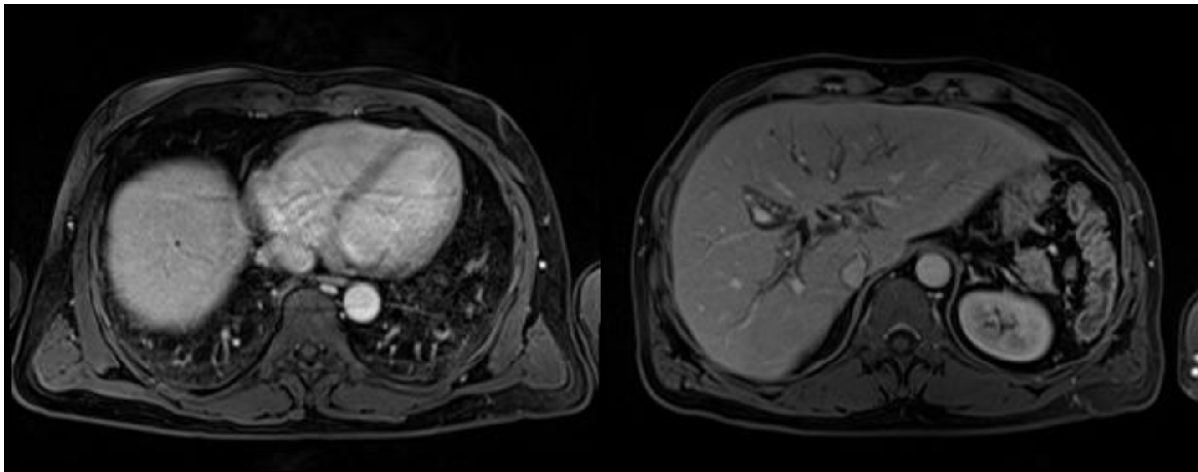
o podobnej jasności. Napisanie algorytmu umożliwiającego segmentację wątroby w krótkim czasie przy jednoczesnym uzyskaniu optymalnych rezultatów, oraz możliwości konfrontacji wyników na zasadzie ręcznego obrysu, wymagała opracowania wieloetapowej metodologii. Schemat działania aplikacji przedstawia rysunek 1.

2.1. Wskazanie położenia wątroby na zdjęciu

Odpowiednie wskazanie punktów startowych umożliwia uzyskanie dokładnych wyników przeprowadzanej segmentacji. Wyróżnić można dwa sposoby ich określenia:

1. wskazać punkty na pierwszym przekroju, na którym wątroba zaczyna się pojawiać,
2. wybrać przekrój wątroby na około środkowym zdjęciu w serii, gdzie jest ona największa i najbardziej kształtna.

Pierwszy sposób umożliwia wskazanie wątroby w początkowych przekrojach, gdzie ma kształt owalny. W kolejnych przekrojach zaczyna się rozrastać w prawą stronę kształtem przypominając plan trójkąta prostokątnego (rys. 2), następnie pomniejszać się w sposób analogiczny.



Rys. 2. Zdjęcia z MRI przedstawiające wątrobę z początku serii (7/88) – po lewej, oraz z okolicy środka serii (33/88) – po prawej

W drugiej metodzie należy uważnie wyznaczyć punkty startowe w celu wyznaczenia jej dokładnej maski. Przeszkodą mogą być ciemniejsze pola (np. żyły, narządy ściśle przylegające do wątroby, tj. serce, nerki, żołądek), które mają podobny odcień, lekko odróżniając się od miększu wątroby. Mogą być one omylnie zinterpretowane i przyłączone, jako maska wątroby.

2.2. Segmentacja

Aby wyznaczyć i wskazać piksele należące wyłącznie do miększu wątroby, przyjęto kryterium na podstawie intensywności pikseli. Jak widać na rys. 2 wątroba wyróżnia się na tle innych narządów swoim odcieniem, zatem wskazanie jej położenia oraz barwy jest kluczem do poprawnego wyznaczenia jej powierzchni na danym przekroju.

Zaznaczenie wątroby polega na wskazaniu punktów w obszarze miększu uważając, aby nie wskazać miejsc, w których znajdują się ekstremalne punkty struktury (zbyt jasne lub zbyt ciemne). Warunek przynależności pikseli to przedział wartości intensywności pikseli. Zakładając, że piksele opisujące wątrobę są podobnej wartości, to przedział wartości pikseli wątroby został dobrany empirycznie i wynosi $\pm 15\%$ wartości wskazanego punktu. Ten przedział jest wykorzystany do przeprowadzenia prognozowania z podwójnym ograniczeniem

jasności zgodnie ze wzorem (1). Obszary zawierające wskazane przez użytkownika punkty tworzą maskę wątroby [3,4,5].

$$J_w(x, y) = \begin{cases} 1, & J(x, y) \in D \\ 0, & J(x, y) \notin D \end{cases} \quad (1)$$

gdzie:

- D – wybrany przedział poziomów jasności,
- J – obraz wejściowy,
- J_w – obraz wyjściowy.

Otrzymana maska poddawana jest morfologii matematycznej. Pierwsza operacja to *zamknięcie obrazu* (dylacja, potem erozja). W ten sposób maska nie traci cennych informacji, a jedynie niewielkie fragmenty będące wyciekami. Druga operacja domyka wolne przestrzenie będące wewnątrz maski wątroby. Zalewanie otworów polega na:

- wyznaczeniu negatywu z obrazu wejściowego,
- wyczyszczeniu brzegu uzyskanego negatywu (pozostają jedynie otwory),
- sumie logicznej obrazu wyjściowego i wyniku czyszczenia brzegów.

Zanim pozostałe obrazy zostaną poddane dopasowaniu są one przekształcane według Gaussoidy (2); przekształcenie dla każdego punktu p jest przeprowadzone zgodnie z równaniem:

$$E(p) = e^{-\left(\frac{IM(p)-m}{\sigma}\right)^2} \quad (2)$$

gdzie:

- IM – obraz wejściowy,
- m – średnia wartość jasności wątroby,
- σ – parametr dobrany empirycznie w taki sposób, aby wątroba odznaczała się na tle struktur o innej intensywności.

Aktywny kontur (*wąż*) to matematyczny model krzywej wykonanej z wirtualnego elastycznego materiału [1,2]. Przedstawiona jako kontur dowolnego obiektu na płaszczyźnie w sposób parametryczny spełnia równanie (3):

$$\boldsymbol{\psi}(s) = (\boldsymbol{x}(s), \boldsymbol{y}(s)), \quad \text{gdzie } s \in [0, 1] \quad (3)$$

Natomiast energia krzywej jest wyrażona według wzoru (4) [1,2]:

$$E_{-snake} = \int_0^1 \left(E_{snake}(\boldsymbol{\psi}(s)) \right) ds = \int_0^1 \left(E_{int}(\boldsymbol{\psi}(s)) + E_{ext}(\boldsymbol{\psi}(s)) \right) ds \quad (4)$$

gdzie:

- E_{snake} – energia modelu krzywej $\boldsymbol{\psi}(s)$,
- E_{int} – energia wewnętrzna wyginająca krzywą $\boldsymbol{\psi}(s)$,
- E_{ext} – energia zewnętrzna przyciągająca krzywą $\boldsymbol{\psi}(s)$ do pożądanej granicy obiektu.

Krzywa posiada energię całkowitą, na którą mają wpływ dwa parametry:

- α – odpowiedzialny za regularny kształt konturu. Wprowadza siłę przyciągającą do siebie punkty konturu. Wyzerowanie powoduje nieciągłości.
- β – odpowiada za gładki kształt konturu oraz utrudnia tworzenie się rogów.

Energia zewnętrzna powoduje, że wąż przemieszcza się w kierunku obszarów o interesujących cechach (w kierunku linii, zakończeń linii, krawędzi, ciemnych lub jasnych regionów obrazu, obszarów o wysokim gradiencie) [1,2].

Aktywny kontur użyty w projekcie ma zapewnić maksymalne dopasowanie konturów maski do wątroby przy jednoczesnej minimalizacji wycieków segmentacji do innych narządów wewnętrznych. Aktywny kontur zaczyna dopasowanie od pierwszego przekroju używając w iteracji $n+1$ maski z iteracji n (poprzedniej) przechodząc przez wszystkie przekroje aż do ostatniego, w którym jeszcze znajduje się wątroba.

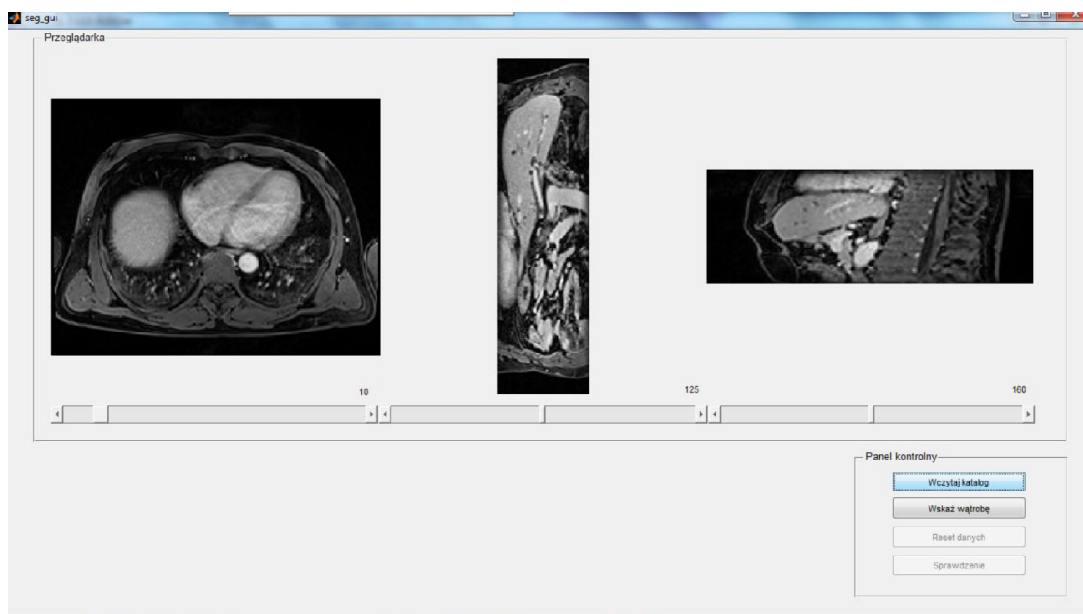
3. INSTRUKCJA OBSŁUGI

Program składa się z okna głównego oraz z okna służącego do porównywania wyników, które odbywa się na zasadzie ręcznych obrysów wątroby w całej serii zdjęć. Porównywane są sumy wokseli w masce dwóch rozwiązań.

3.1. Okno główne

W okno główne (rys. 3) została wbudowana prosta przeglądarka wyświetlająca zdjęcia w trzech płaszczyznach. Panel kontrolny zawiera cztery przyciski sterujące całym programem:

- *wczytaj katalog* – użytkownik wskazuje folder z serią zdjęć MR wątroby,
- *wskaż wątrobę* – trójpunktowe wskazanie wątroby i rozpoczęcie segmentacji,
- *reset danych* – czyści wykonane wcześniej obliczenia w przypadku potrzeby przeprowadzenia ponownej segmentacji,
- *sprawdzenie* – otwiera okno do przeprowadzenia konfrontacji wyników z ręcznym obrysem wątroby.



Rys. 3. Okno główne programu

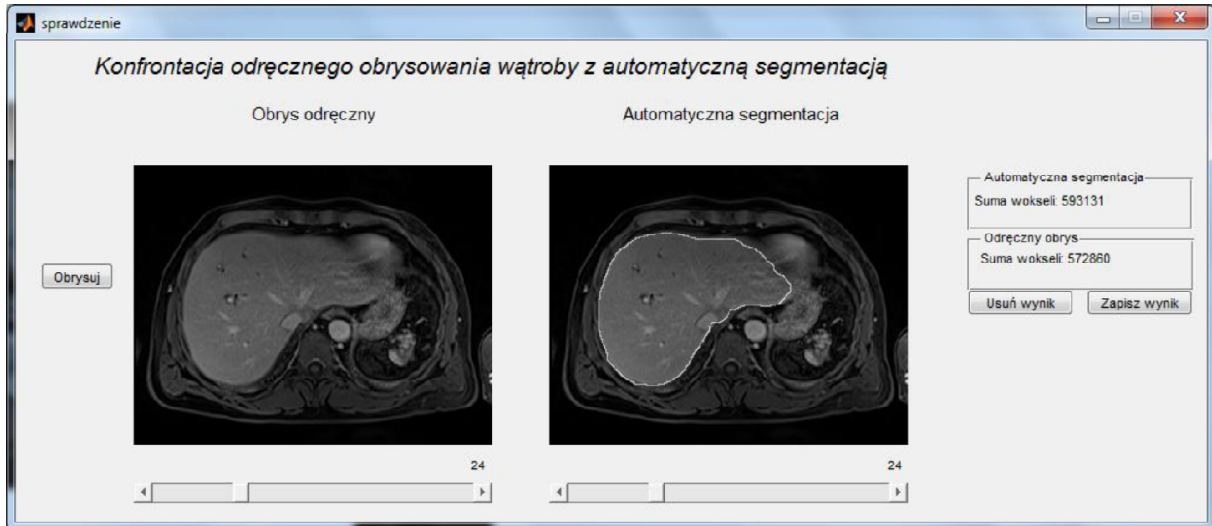
3.2. Sprawdzenie wyników

Rysunek 4 przedstawia okno służące do konfrontacji wyników. Schemat sprawdzania wygląda następująco:

- wybór zdjęcia, na którym wątroba zaczyna się pojawiać,
- kliknięcie *Obrysuj* i wykonanie dokładnego odręcznego obrysu wątroby. Po zakończeniu, zdjęcie przełączy się na kolejne,

- jeśli wątroba jest nadal widoczna następuje powrót do punktu drugiego, jeśli nie należy odczytać i porównać wyniki.

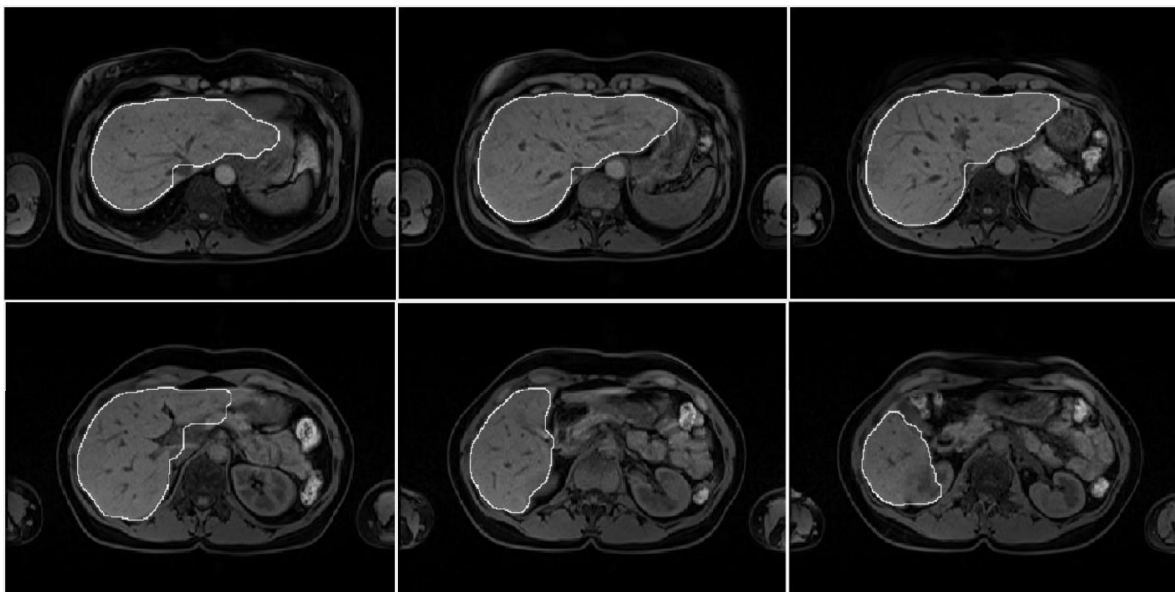
Wyniki segmentacji mogą być zapisywane. W katalogu, w którym znajduje się seria zdjęć z MR, zapisywany jest plik **.mat* z informacją o liczbie wokseli z segmentacji automatycznej oraz z obrysów manualnych. Jeśli taki plik już istnieje, informacja ta jest automatycznie wczytywana. Wyniki można skasować i wykonać ponowne sprawdzenie.



Rys. 4. Okno programu, w którym można porównać wyniki segmentacji

4. REZULTATY

Na poniższym rysunku został przedstawiony jeden z wyników segmentacji wątroby w płaszczyźnie poprzecznej. W taki sposób zostaje oznaczona wątroba w *przełądarce* w oknie głównym. Na ostatnim zdjęciu na rys. 5 (trzecie w drugim rzędzie) widać wyciek obrysu w stronę nerki. Jest to najczęstszy błąd algorytmu i trudny do wyeliminowania. Stanowi on o dokładności wyniku.



Rys. 5. Jeden z wyników przeprowadzonej segmentacji wątroby

W tabeli 1 zebrano wyniki segmentacji czterech serii uwzględniając parametry: czas segmentacji (mierzony od postawienia ostatniego punktu do wyświetlenia wyników), ilość wyznaczonych wokseli metodą automatyczną i manualną (używając narzędzia *sprawdzenia* 3.2) oraz wyliczając ich różnicę przedstawioną w liczbie wokseli również wyliczoną procentowo. Wykonanie ręcznego obrysu wątroby zlecono ekspertowi w przetwarzaniu obrazów medycznych. Przeprowadzenie analizy zostało wykonane na komputerze o parametrach: procesor *Intel Core i7*, 4 GB RAM, *Windows 7 (x64)*, *MATLAB ver. (7.12.0) R2011a*.

Na podstawie wyników z tabeli 1 wyliczono, że średni czas potrzebny na przeprowadzenie przez algorytm automatycznej segmentacji wynosi *2 minuty 35 sekund*. Natomiast najlepszy wynik pod względem najmniejszej różnicy między automatycznym procesem segmentacji, a obrysem odręcznym wynosi zaledwie 2,80%.

Tabela 1. Tabela wyników

Seria	Czas	Segmentacja [l. wokseli]		Różnica (Auto - Manual)	
		Automatyczna	Manualna	Ilość wokseli	%
1	2 min 21 sec	368602	322992	45610	12,37
2	2 min 36 sec	589371	572860	16511	2,80
3	2 min 37 sec	600287	558274	42013	7,00
4	2 min 44 sec	682234	585679	96555	14,15

5. PODSUMOWANIE

Przedstawiona wersja aplikacji wymaga dalszych prac udoskonalających pracę algorytmu. Uzyskane wyniki w porównaniu z rezultatami prac nad podobnymi algorytmami są porównywalne, co świadczy o dobrym toku postępowania i prac rozwojowych.

LITERATURA

- [1] Xu C., Pham D. L., Prince J. L., Medical Image Segmentation Using Deformable Models. Handbook of Medical Imaging – Volume II: Medical Image Analysis, SPIE Publications, Maj 2000
- [2] Lankton, S. Shawn Lankton Online. www.shawnlankton.com. [Online: grudzień 2013]
- [3] Tadeusiewicz, R., Korohoda. P., Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów, Wyd. Fundacji Postępu Telekomunikacji, Kraków, 1997
- [4] Nieniewski M., Morfologia matematyczna w przetwarzaniu obrazów. Problemy współczesnej nauki. Teoria i zastosowania. Informatyka. Akademicka Oficyna Wydawnicza PLJ, Warszawa, 1998
- [5] Koprowski R., Wróbel Z., Praktyka przetwarzania obrazów w programie MatLab. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, 2004

LIVER SEGMENTATION IN MAGNETIC RESONANCE IMAGES

As a main aim of this project was made a liver segmentation algorithm from Magnetic Resonance Images. Whole solution was made in graphical user interface to make program simple and intuitive in use. In algorithm were used methods like: active contour (snake), mathematical morphology and similar transformations. As result is 3D mask of liver and sum of the voxels containing the mask. Application includes confrontation results.