

Marcin Ciecholewski*, Krzysztof Dębski**

Automatyczne wykrywanie konturu wątroby w obrazach tomograficzno-komputerowych***

1. Wstęp

Zadania automatycznego wydzielenia konturu wątroby i w efekcie segmentacja tego organu są dosyć złożone ze względu na:

- duże zróżnicowanie kształtu wątroby w obrazach tomograficzno-komputerowych, wynikające między innymi z cech osobniczych pacjentów;
- obecność innych organów, położonych w jej bliskim sąsiedztwie (rys. 1);
- technika tomografii komputerowej wątroby może być dokonywana w różnych fazach, a mianowicie: miąższowej, tętniczej, żylniej (przedstawionych w rozdziale 2), co ma duży wpływ na ilość informacji występujących w obrazie;
- zdjęcia tomograficzno-komputerowe mogą też przedstawiać jednostki chorobowe, które utrudniają wyodrębnienie konturu.

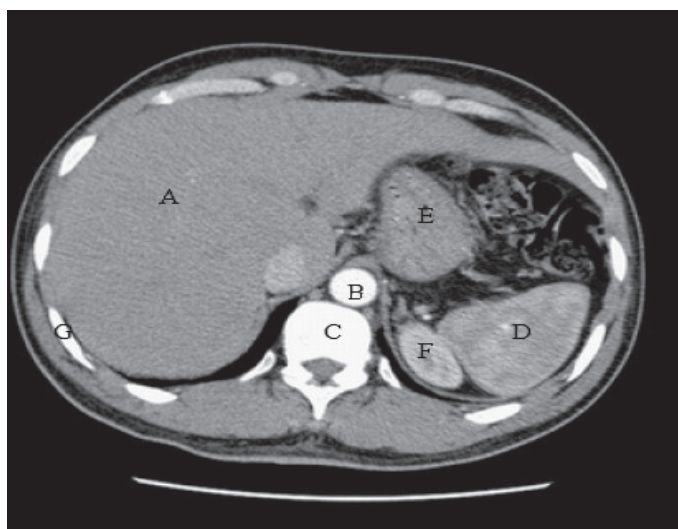
Dotychczas opracowano i zastosowano wiele metod automatycznego wydzielenia konturu organów w obrazowaniu medycznym. Jednak w przypadku wątroby, uzyskane do tej pory rezultaty zachęcają do poszukiwania lepszych, bardziej efektywnych metod. Algorytmy automatycznego wyznaczania konturu wątroby przedstawiane w niektórych publikacjach, takich jak metoda aktywnego konturu [2, 4] czy krzywych sklepanych [1, 3, 4], biorą jeden lub kilka punktów początkowych o współrzędnych znajdujących się wewnątrz wątroby (np. takich jak punkt A z rys. 1) i w kolejnych iteracjach mają za zadanie przybliżyć stopniowo jej kontur. Liczba parametrów do obliczeń wymieniona w cytowanych publikacjach jest dosyć duża. Zredukowanie liczby parametrów do niezbędnego minimum zwiększa wydajność metod, co ma duże znaczenie w zastosowaniach praktycznych. W związku z tym należy takich metod poszukiwać. W niniejszej pracy zaproponowano metodę liniowej

* 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

interpolacji współrzędnych brzegu, polegającą na konstrukcji skończonej liczby łamanych otwartych dla poszczególnych fragmentów obrazu tomograficzno-komputerowego wątroby. W trakcie wyznaczania kolejnych punktów łamanych otwartych wykonywane są określone operacje arytmetyczne, w zależności od zdefiniowanych warunków brzegowych. Początkowym punktem odniesienia obliczeń jest kręgosłup odcinka lędźwiowego, który jest punktem centralnym każdego obrazu tomograficznego wątroby. Zaproponowana metoda nie odwołuje się do danych treningowych, obraz nie jest przetwarzany. Metoda ta jest rozwiązaniem autorskim i została opracowana specjalnie w celu umożliwienia reprezentacji konturu wątroby.



Rys. 1. TK jamy brzusznej. Opis sytuacji anatomicznej: A – wątroba, B – aorta, C – kręgosłup, D – śledziona, E – żołądek, F – nerka, G – żebra

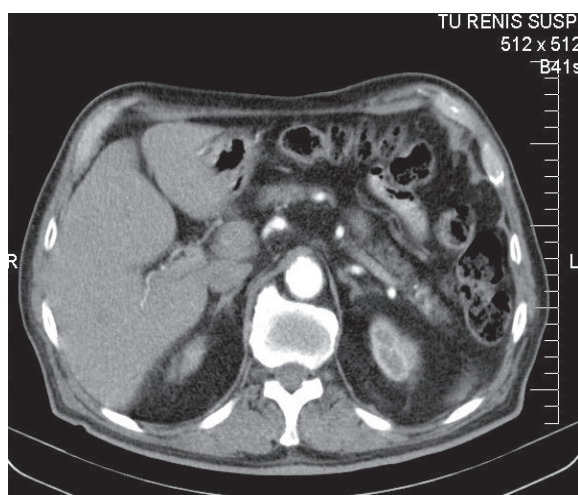
2. Anatomia radiologiczna i metodyka badania

Wątroba jest narządem bardzo bogato unaczynionym. Posiada „podwójne” krążenie krwi. Pierwsze dostarcza substancje odżywcze i tlen komórkom wątrobowym z gałęzi odchodzących od aorty, drugie natomiast (znacznie obfitsze), zwane czynnościowym, dostarcza krew z jelit i innych narządów mięsnych. Krew ta zostaje w wątrobie „przefiltrowana” i pozbawiona toksycznych substancji. W związku z tym badanie wątroby metodą tomografii komputerowej zostało podzielone na trzy zasadnicze fazy.

Zawsze pierwszym etapem jest obrazowanie bez podania kontrastu. Obrazy pozyskane w ten sposób są punktem odniesienia do dalszego postępowania diagnostycznego. Na tym etapie możemy uwidocznić wynaczynioną krew, zwapnienia znajdujące się w mięszu narządu, torbiele wypełnione płynem czy częste zjawisko w przebiegu marskości wątroby – guzki regeneracyjne.

Badanie bez kontrastu jest jednak zbyt mało czułym i mało swoistym badaniem, więc praktycznie zawsze kolejnym krokiem jest dożylne podanie środka cieniującego, który wraz z krwią dociera do wątroby. Najczęściej stosowanymi środkami cieniującymi są związki oparte na strukturze pierścienia benzenowego połączonego z cząsteczkami jodu. Właśnie dzięki atomom jodu kontrast charakteryzuje się wyższym współczynnikiem osłabienia promieniowania w stosunku do „czystej” krwi i innych tkanek (z wyjątkiem kości i pozostałych uwapnionych struktur, również patologicznych).

Podany do krwioobiegu środek cieniujący w pierwszej kolejności pojawia się w naczyniach tętniczych. Ten etap badania tomograficzno-komputerowego nosi określenie fazy tętniczej (rys. 2) i występuje po około 20 sekundach od dożylnego podania kontrastu.



Rys. 2. Faza tętnicza badania TK wątroby

Wykonywane seryjnie zdjęcia obrazują następne dwa etapy przepływu kontrastu.

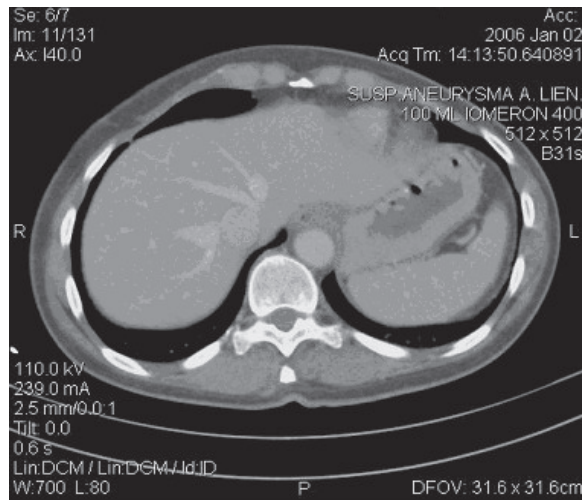
Drugą fazą jest faza mięsowa charakteryzująca się podniesieniem gęstości tkankowej wątroby o $30 \div 40$ jednostek Hounsfielda. W fazie tej w ocenie optycznej wątroba przyjmuje bardziej jaskrawy odcień. Na jej tle będą widoczne grupy tkankowe, które są dla niej strukturą nieprawidłową.

Trzecią fazą badania jest etap napływu zakontrastowanej krwi do żył wątrobowych (rys. 3). Dzieje się to po ok. 50 sekundach od chwili podania kontrastu. W tym etapie badania widoczne są trzy główne pnie żyłne spływające do żyły głównej dolnej.

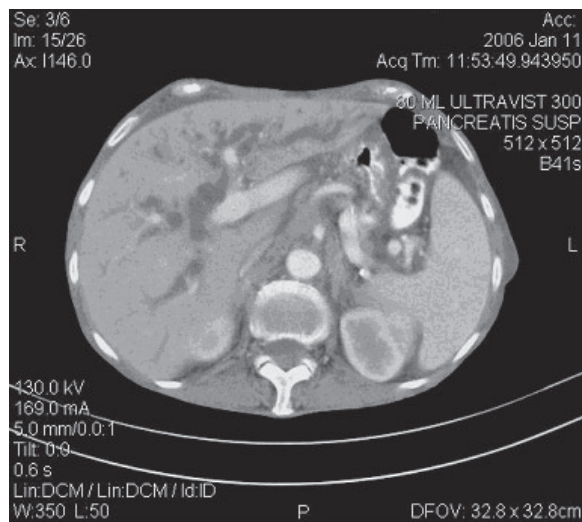
Zmiany patologiczne zależnie od stopnia unaczynienia oraz biologii tkankowej zachowują się specyficznie w każdej z wymienionych faz. Na tej podstawie dokonuje się różnicowania pomiędzy poszczególnymi rodzajami patologii.

Kolejnym układem anatomicznym w obrębie wątroby są drogi żółciowe, na które składają się łączące się ze sobą przewody żółciowe wewnątrzwątrobowe, od poziomu zrazików

poprzez przewody segmentarne, następnie płatowe, które tworzą przewód żółciowy wspólny. W warunkach prawidłowych przewody wewnątrzwątrobowe nie są widoczne w badaniu TK, ze względu na ich wąskie światło. W przypadku utrudnienia odpływu żółci ulegają one poszerzeniu (rys. 4) i są widoczne w postaci drzewkowatego cienia na tle zakontrastowanego mięszu.



Rys. 3. Faza żylna badania TK wątroby



Rys. 4. Poszerzenie zakontrastowanych dróg żółciowych

3. Opis konturu wątroby – model matematyczny

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.

Niech $s = 1, \dots, 6$ oraz $j \in \{0, 1\}$. Przez łamaną [9] rozumiemy zbiór L_s^j postaci

$$L_s^j = \bigcup_{i=0}^S P_i P_{i+1} \quad (1)$$

gdzie $P_i P_{i+1}$ jest odcinkiem o punkcie początkowym P_i oraz końcowym P_{i+1} .

Iloczyn $P_i P_{i+1} \cap P_{i+1} P_{i+2}$ jest zbiorem jednopunktowym zawierającym koniec odcinka $P_i P_{i+1}$ oraz początek odcinka $P_{i+1} P_{i+2}$. Iloczyn $P_i P_{i+1} \cap P_k P_{k+1}$ dla $k > i+1$ jest pusty. Dla $j = 0$ zbiór L_s^0 jest pusty, zaś dla $j = 1$ zbiór L_s^1 jest niepusty.

$$L_s^j = \begin{cases} L_s^1 & \text{dla } s = 1, \dots, 5 \\ L_s^{j \in \{0, 1\}} & \text{dla } s = 6 \end{cases} \quad (2)$$

Niech L jest łamaną składająca się z co najmniej pięciu łamanych składowych L_s^j , czyli

$$L = \bigcup_{s=0}^6 L_s^j \quad (3)$$

Niech $t = 1, \dots, 6$ oraz $j \in \{0, 1\}$. Dany jest zbiór postaci $R_t^j = \bigcup_{i=0}^T P_i P_{i+1}$, również reprezentujący łamaną. Dla $j = 0$ zbiór R_t^0 jest pusty, zaś dla $j = 1$ zbiór R_t^1 jest niepusty.

$$R_t^j = \begin{cases} R_t^1 & \text{dla } t = 1 \\ R_t^{j \in \{0, 1\}} & \text{dla } t = 2, \dots, 6 \end{cases} \quad (4)$$

Niech R jest łamaną składająca się z łamanych składowych R_t^j , czyli

$$R = \bigcup_{t=0}^6 R_t^j \quad (5)$$

Zbiór R zbudowany jest z co najmniej dwóch, a maksymalnie trzech połączonych ze sobą łamanych. Iloczyn $L \cap R$ jest zbiorem dwupunktowym zawierającym wspólny punkt początkowy i końcowy podzbiorów L oraz R .

Łamane L_1^1 oraz R_1^1 mają wspólny punkt początkowy, zaś $L_{s_0}^1$ oraz $R_{t_0}^1$ dla ustalonej wartości $s_0 \in \{5, 6\}$ oraz $t_0 \in (1, 6]$ mają ten sam punkt końcowy. Dla dowolnej wartości $s = 1, \dots, 5$ iloczyn $L_s^1 \cap L_{s+1}^1$ jest zbiorem jednopunktowym zawierającym koniec łamanej L_s^1 oraz początek łamanej L_{s+1}^1 . Dla ustalonej wartości $t = 1, \dots, 5$, dla której można utworzyć łamaną R_t^1 oraz wartości \bar{t} takiej, że spełniona jest nierówność $\bar{t} - t \geq 1$ i można utworzyć kolejną łamaną $R_{\bar{t}}^1$, iloczyn łamanych $R_t^1 \cap R_{\bar{t}}^1$ jest też zbiorem jednopunktowym zawierającym koniec łamanej R_t^1 oraz początek łamanej $R_{\bar{t}}^1$.
Niech L_s^j oraz L_{s+1}^j oznaczają dwie dowolne, kolejne składowe łamane, dla $s = 1, \dots, 5$:

$$L_s^j = P_0P_1, P_1P_2, P_2P_3, \dots, P_{u-1}P_u, P_uP_{u+1}, \dots, P_{S-1}P_S \quad (6)$$

Kolejne trzy punkty spośród $P_0, P_1, P_2, \dots, P_{u-1}P_u, P_{u+1}, \dots, P_{S-1}P_S$ mogą być współliniowe lub też nie.

$$L_{s+1}^j = P_0P_1, P_1P_2, P_2P_3, \dots, P_{u-1}P_u, P_uP_{u+1}, \dots, P_{S_1-1}P_{S_1} \quad (7)$$

gdzie P_0 jest punktem początkowym łamanej L_{s+1}^j , przy czym $P_0 = P_S$. Wartości S oraz S_1 mogą być różne.

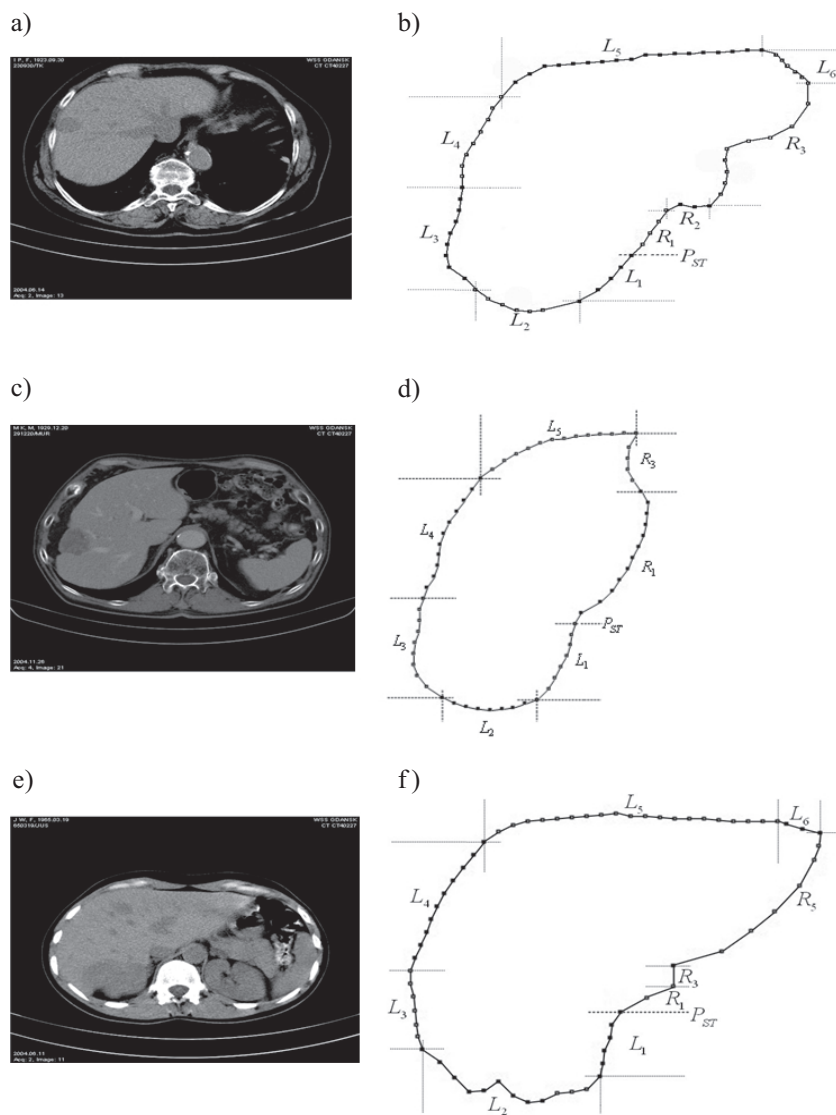
Odpowiednio, dwie dowolne kolejne łamane składowe R_t^j oraz $R_{\bar{t}}^j$, gdzie $t = 1, \dots, 5$ i $\bar{t} - t \geq 1$, mają następującą postać:

$$R_t^j = P_0P_1, P_1P_2, P_2P_3, \dots, P_{u-1}P_u, P_uP_{u+1}, \dots, P_{T-1}P_T \quad (8)$$

$$R_{\bar{t}}^j = P_0P_1, P_1P_2, P_2P_3, \dots, P_{u-1}P_u, P_uP_{u+1}, \dots, P_{T_1-1}P_{T_1}$$

Przy czym punkt początkowy P_0 składowej $R_{\bar{t}}^j$ jest punktem końcowym P_T łamanej R_t^j . Wartości T oraz T_1 mogą być różne.

Na rysunkach 5a, c oraz e przedstawione zostały przykładowe obrazy TK jamy brzusznej zawierające strukturę wątroby, zaś na rysunkach 5b, d oraz f odpowiadające im modele konturów, utworzonych przy pomocy łamanych L oraz R . Na rysunkach 5b oraz f łamana L zbudowana jest z sześciu łamanych składowych a łamana R z trzech. Na rysunku 5d łamana L reprezentuje pięć połączonych ze sobą łamanych składowych, zaś R dwie. Punkt P_{ST} jest wspólnym punktem początkowym łamanych L oraz R .



Rys. 5. TK jamy brzusznej i wątroby. Przykładowe zdjęcia (a, c, e).
Modele konturów wątroby (b, d, f)

4. Algorytm wykrywania konturu wątroby

W tym rozdziale zostanie przedstawiony algorytm automatycznego wykrywania konturu wątroby. Pierwszym krokiem działania algorytmu jest znalezienie punktu początkowego, który umożliwia rozpoczęcie wyznaczania współrzędnych łamanych, przybliżających

kontur wątroby. W podrozdziałach 4.2 i 4.3 zostały przedstawione metody umożliwiające konstrukcję łamanych L oraz R .

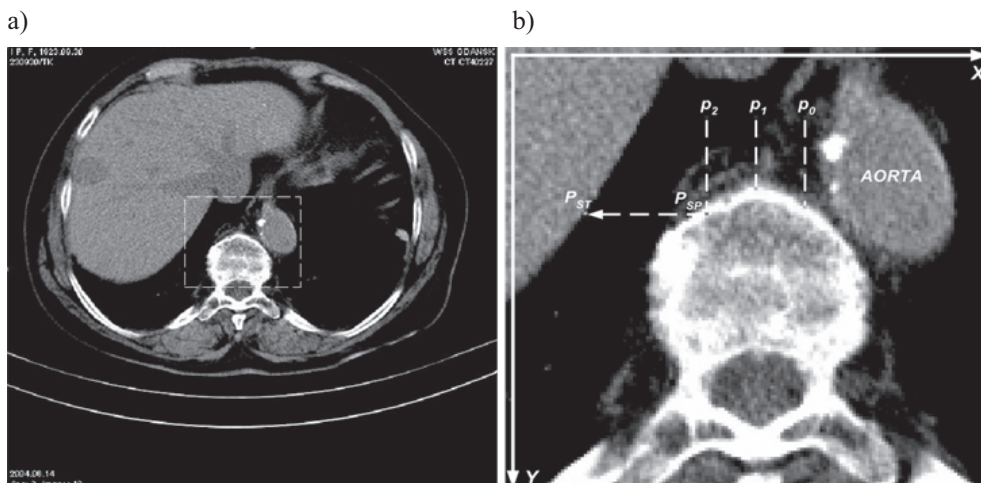
4.1. Znajdowanie punktu początkowego P_{ST}

Niech $g: M^2 \rightarrow Z$ jest szarym obrazem TK przedstawiającym wątrobę 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 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. Zatem można przyjąć, że $M = 512$.

Znalezienie punktu początkowego P_{ST} umożliwia rozpoczęcie działania algorytmu wykrywania przybliżonego konturu wątroby. Wyznaczanie tego punktu przebiega w dwóch etapach (rys. 6):

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

Pozycją wyjściową umożliwiającą określenie punktu P_{SP} jest środek osi symetrii zdjęcia tomograficzno-komputerowego.



Rys. 6. TK wątroby (a). Wyznaczanie punktu początkowego P_{ST} (b)

Bardzo blisko kręgosłupa znajduje się aorta (rys. 6), jej położenie może utrudniać wyznaczenie punktu P_{SP} . W związku z tym przyjęto, że do obliczeń brane są trzy punkty p_i ($i = 0, 1, 2$). Następnie, na podstawie porównania odległości między nimi (wzdłuż osi Y), wyznaczone są współrzędne punktu $P_{SP} = (xP_{SP}, yP_{SP})$.

PROCEDURA ZNAJDŹ_P_{SP}

Krok 1

Oblicz:

xStart=imgWidth/2

yStart=imgHeight/2

Krok 2

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

zwiększaj wartość współrzędnej y o jeden, aż zostanie spełniony jeden z dwóch warunków:

1) $|g(x_i, y_i + 1) - g(x_i, y_i)| \in G_{SP}$

2) $y_i - yStart > H$

Krok 3

Oblicz:

D0S = $y_0 - yStart$

D10 = $y_1 - y_0$

D2S = $y_2 - yStart$

D21 = $y_2 - y_1$

Krok 4

If (D21>0 \wedge D2S>H \wedge D10>0 \wedge D21>D10) xP_{SP} = x_1 , yP_{SP} = y_1

If (D21>0 \wedge D2S>H \wedge D10>0 \wedge D21<D10) xP_{SP} = x_0 , yP_{SP} = y_0

If (D21>0 \wedge D2S<H \wedge D10<0) xP_{SP} = x_2 , yP_{SP} = y_2

If (D21>0 \wedge D10<0 \wedge D2S>=H) xP_{SP} = x_1 , yP_{SP} = y_1

If (D21>0 \wedge D2S<H \wedge D10>0 \wedge D10>D21) xP_{SP} = x_2 , yP_{SP} = y_2

If (D21>0 \wedge D10>0 \wedge D10<D21) xP_{SP} = x_1 , yP_{SP} = y_1

If (D21<0 \wedge D10>=0) xP_{SP} = x_2 , yP_{SP} = y_2

Uwagi

Można przyjąć, że $imgWidth = imgHeight = M$. W trakcie przeprowadzanych obliczeń dla serii 30 zdjęć TK ustalono, że odległość między kolejnymi punktami p_i ($i = 0, 1, 2$), wzdłuż osi X wynosi $D = \lfloor imgWidth/34 \rfloor = 15$, zaś odległość wzdłuż osi Y od punktu $(xStart, yStart)$ nie może być większa od wartości określonej przez stałą $H = \lfloor imgHeight/15 \rfloor = 70$. Przyjęto, że zbiór liczb całkowitych G_{SP} określający odcienie szarości pikseli kręgosłupa jest następującej postaci: $G_{SP} = \{g \in Z : g \in [190, 255]\}$.

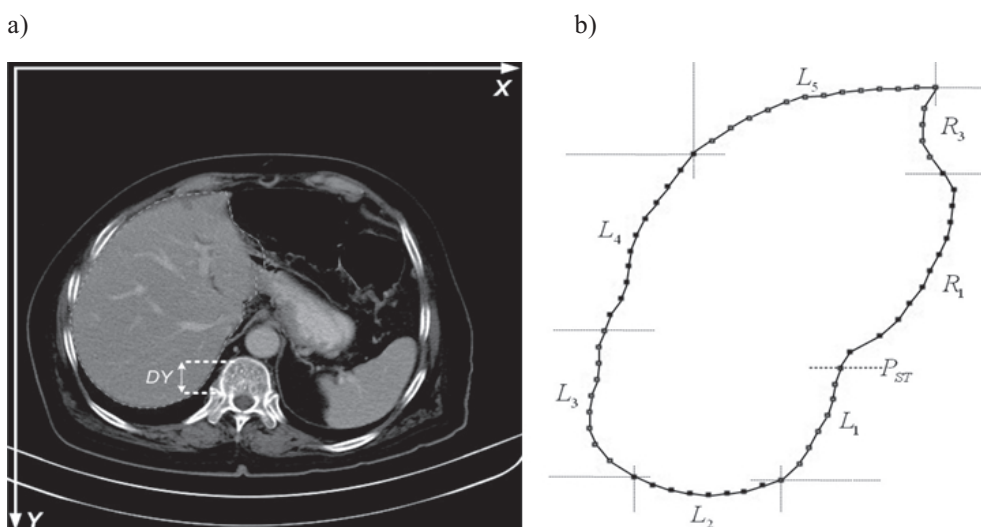
4.2. Konstrukcja łamanych należących do zbioru L

Niech $p_1(x_1, y_1), p_2(x_2, y_2)$ oraz $p_3(x_3, y_3)$ są trzema kolejnymi pikselami należącymi do łamanej L_i , czyli $p_1 p_2 \in L_i, p_2 p_3 \in L_i$ dla $i = 1, \dots, 6$. Dla łamanych $L_i \in \{L_1, L_3, L_4\}$ zachodzą nierówności: $|y_1 - y_2| \leq dy$ oraz $|y_2 - y_3| \leq dy$. W trakcie przeprowadzanych prób

brano pod uwagę dwa oszacowania $dy \leq 5$ oraz $dy \leq 10$. Najdokładniejsze przybliżenie konturu wątroby oraz najmniejszą liczbę operacji arytmetycznych w celu wyznaczenia współrzędnych łamanych uzyskano dla $dy = 10$. W przypadku łamanej L_6 odległość między kolejnymi pikselami na osi rzędnych jest nie większa niż 5. Jeśli $L_i \in \{L_2, L_5\}$, to dla kolejnych współrzędnych na osi odciętych spełnione są następujące nierówności: $|x_1 - x_2| \leq dx$ oraz $|x_2 - x_3| \leq dx$. Podobnie jak w przypadku dy , najlepsze rezultaty uzyskano dla $dx = 10$. Zgodnie z definicją (3) łamana L jest konstruowana z kolejnych pięciu połączonych ze sobą łamanych. Szósta łamana dodawana jest wtedy, gdy w trakcie znajdowania punktów łamanej L_5 spełniony jest jeden warunków brzegowych przedstawionych w podrozdziale 4.2.2.

4.2.1. Znajdowanie punktów łamanej L_1

Punkt $P_{ST} = (x_{P_{ST}}, y_{P_{ST}})$ jest punktem początkowym, od niego wyznaczane są kolejne współrzędne określające kontur wątroby. Wyznaczanie punktu P_{ST} zostało przedstawione w podrozdziale 4.1. Niech (x_0, y_0) określa początkowe współrzędne piksela p_3 . Zachodzi zależność: $x_0 = x_2, y_0 = y_2 + dy$. Niech DY określa odległość wzdłuż osi Y między punktem początkowym i końcowym łamanej L_1 (rys. 7).



Rys. 7. TK wątroby: a) zaznaczona odległość DY między punktem początkowym i końcowym łamanej L_1 ; b) kontur wątroby, uzyskany za pomocą łamanych składowych

Dla kolejnych pikseli sprawdzane są zdefiniowane poniżej warunki brzegowe. Na ich podstawie zostają wyznaczone współrzędne punktów, wchodzące w skład łamanej L_1 i określające przybliżony kontur wątroby.

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

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

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

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

$$C^1 = \{(x, y) : g(x, y) \in \bar{G}_1 \wedge (x \leq x_0) \wedge (x_0 - x) < dl_x \wedge |x_1 - x_0| < \frac{1}{2} dx\};$$

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

$$C_1^1 = \{(x, y) : ((DY_{L_1} - i) \leq 40 \wedge |x_1 - x_0| \geq 1/2 \cdot dx) \vee ((DY_{L_1} - i) \leq 20) \text{ dla } DY_{L_1} = 80, i < DY_{L_1}\};$$

$$D^1 = \{(x, y) : g(x, y) \in \bar{G}_2 \wedge |x_1 - x_0| < 1/2 dx \wedge |x - x_0| < 1/3 dl_x\};$$

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

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

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

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

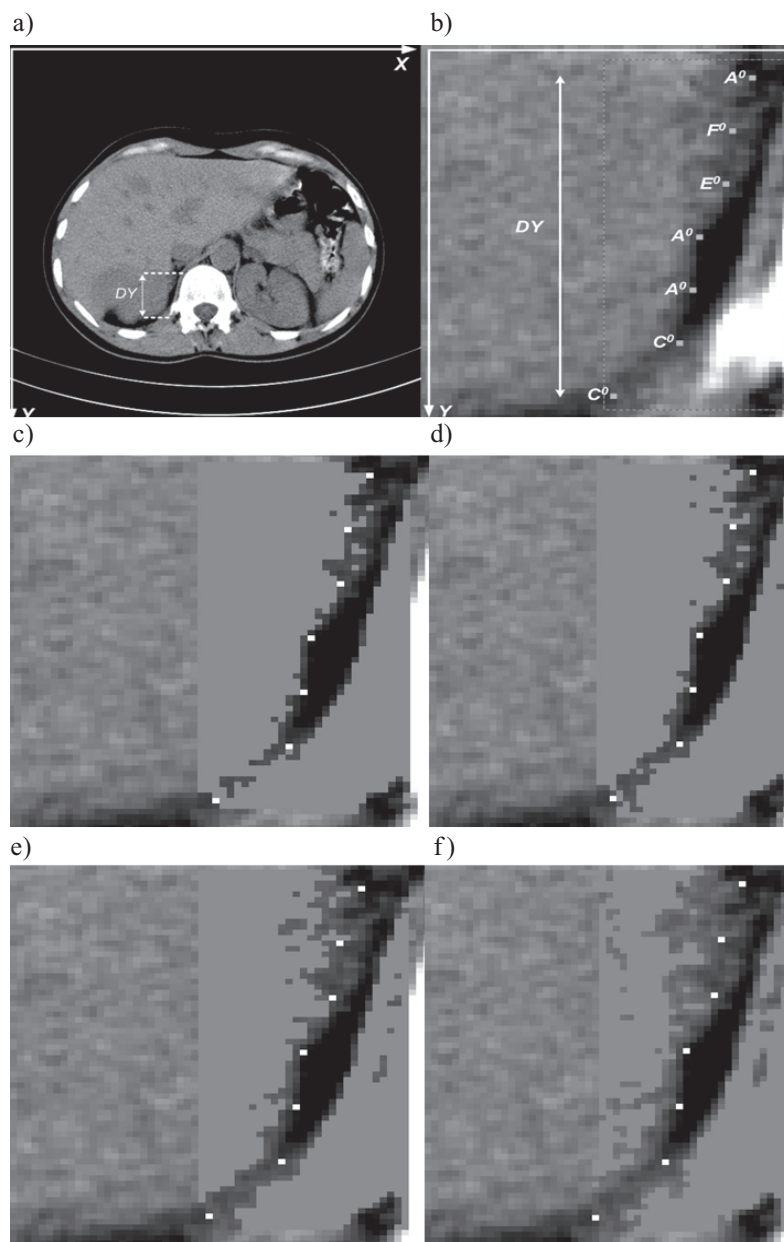
$$F^0 = \{(x, y) : g(x, y) \in \bar{G}_1\}.$$

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: $G_1 = \{g \in Z : g \in (0, 50]\}$, $\bar{G}_1 = \{g \in Z : g \in (50, 255]\}$, $G_2 = \{g \in Z : g \in (0, 100]\}$, $\bar{G}_2 = \{g \in Z : g \in (100, 255]\}$. Ustalono, że maksymalna odległość wzdłuż osi X między pikselami brzegowymi jest nie większa niż $dl_x = 15$.

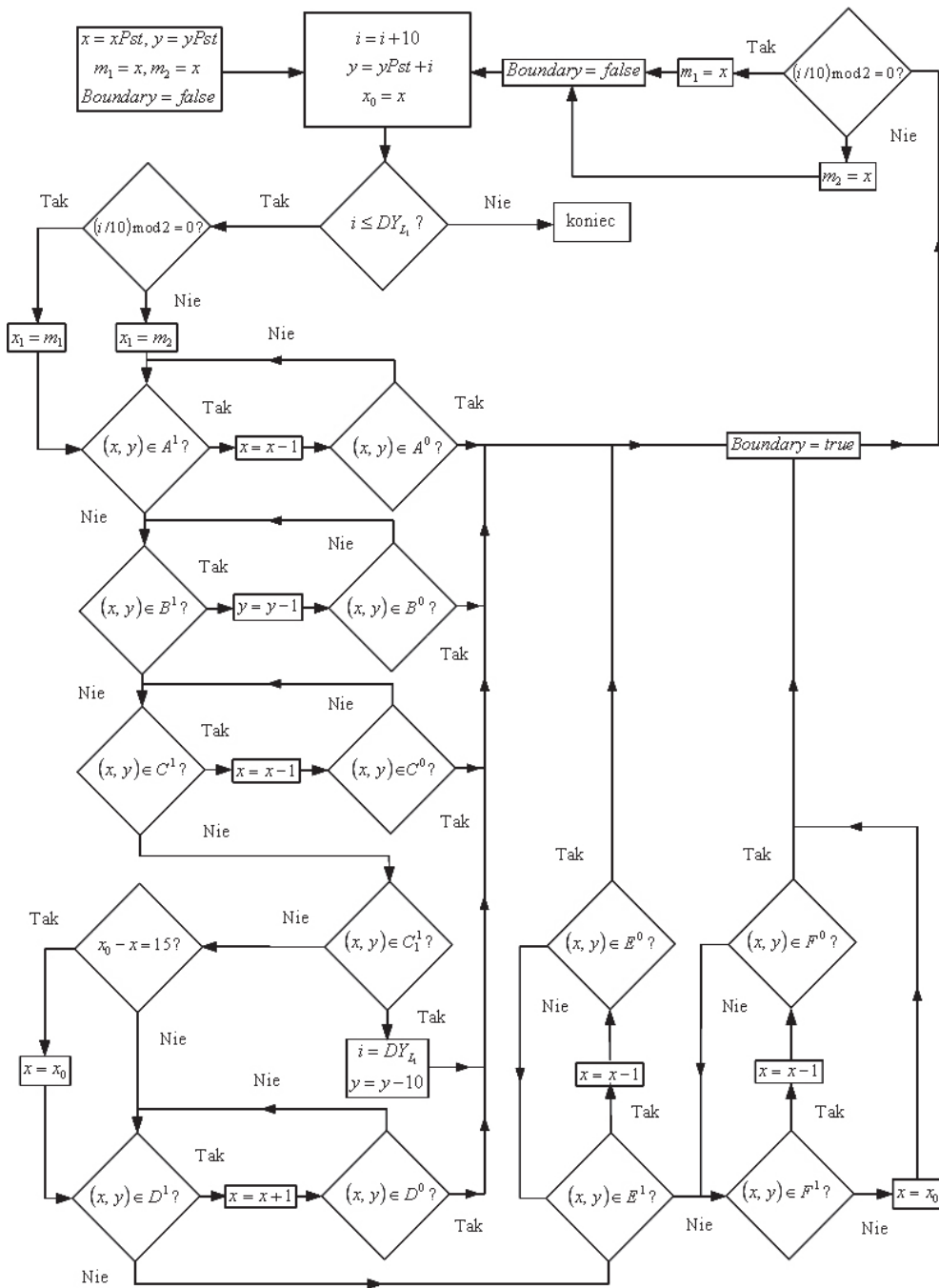
Wartości stałych określających końce przedziałów $G_1, \bar{G}_1, G_2, \bar{G}_2$, przyjęto na podstawie przeprowadzonych prób ze zbiorem trzydziestu zdjęć TK wątroby. Nie wyklucza się istnienia jeszcze innych zależności liczbowych, jednak tak zaproponowane wartości umożliwiły uzyskanie najlepszych rezultatów.

Na rysunku 8b zaznaczone zostały piksele tworzące przykładową łamaną L_1 oraz indeksy spełnionych dla nich warunków brzegowych. Jednolitym kolorem zaznaczono obszary o kolejnych poziomach szarości: 8c \bar{G}_1 , 8d $\{g \in Z : g \in (60, 255]\}$, 8e $\{g \in Z : g \in (70, 255]\}$, 8f $\{g \in Z : g \in (90, 255]\}$. Kolorem białym zaznaczone są piksele należące do łamanej L_1 . Z rysunku widać, że wraz ze skróceniem przedziału wartości poziomów szarości, piksele określające łamaną L_1 znajdują się w coraz większej odległości od wyróżnionego fragmentu obrazu.

Działania związane z obliczaniem współrzędnych należących do łamanej L_1 , na podstawie zdefiniowanych warunków brzegowych, zostały przedstawione na schemacie z rysunku 9.



Rys. 8. TK wątroby: a) przykładowe zdjęcie z zaznaczoną odległością DY łamanej L_1 ; b) punkty łamanej L_1 z symbolami warunków brzegowych; c) jednolitym kolorem zaznaczony obszar wyznaczony przez zbiór \tilde{G}_1 ; d) wyróżniony fragment, którego piksele należą do zbioru $\{g \in Z : g \in (60, 255]\}$; e) wyróżniony fragment, którego piksele należą do zbioru $\{g \in Z : g \in (70, 255]\}$; f) wyróżniony fragment, którego piksele należą do zbioru $\{g \in Z : g \in (90, 255]\}$



Rys. 9. Działania związane ze znajdowaniem punktów łamanej L_1

4.2.2. Znajdowanie punktów łamanych $\{L_i; i = 2, \dots, 6\}$

Sposób znajdowania współrzędnych należących do łamanych $\{L_i; i = 2, \dots, 6\}$ jest analogiczny do tego, jaki został zaprezentowany w podrozdziale 4.2.1 dla łamanej L_1 . Na podstawie zdefiniowanych warunków brzegowych wykonywane są określone operacje arytmetyczne zwiększania lub zmniejszania odpowiednich współrzędnych x oraz y . Dodatkowym elementem obrazu, który należy rozważyć podczas znajdowania brzegu reprezentowanego przez łamane $\{L_i; i = 2, \dots, 5\}$, są żebra (przedstawione na rys. 1). Należy znaleźć współrzędne, które będą znajdować się przed żebrami.

W związku z tym sprawdzane są następujące warunki brzegowe dla współrzędnych (x, y) odpowiednio w pionie (punkt 1)) lub w poziomie (punkt 2)).

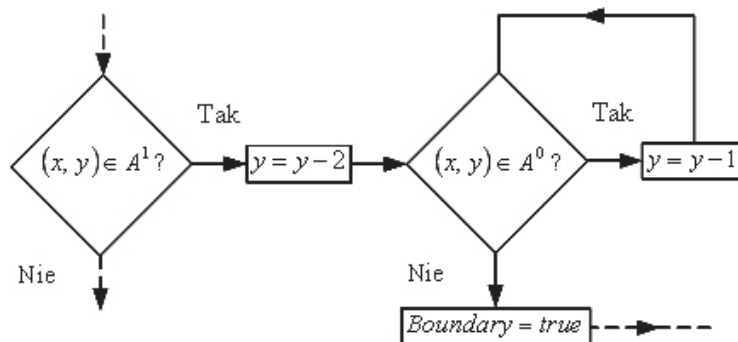
- 1) Niech $p_1 = (x_1, y_1), p_2 = (x_2, y_2)$ oraz $p_1 p_2 \in L_2 \vee p_1 p_2 \in L_5$. Spełniona jest następująca nierówność $x_2 - x_1 \leq dx$.

Niech $x_0 = x_2, y_0 = y_2$. Warunki brzegowe są zdefiniowane w następujący sposób:

$$A^1 = \{(x, y) : g(x, y) = 255\};$$

$$A^0 = \{(x, y) : (g(x, y-1) = 0 \wedge |y - y_0| < dl_y) \vee (g(x, y) \in \bar{G}_3) \vee (g(x, y+1) \in \bar{G}_3)\}.$$

W następstwie zdefiniowanych warunków A^1 oraz A^0 wykonywane są operacje takie jak na rysunku 10.



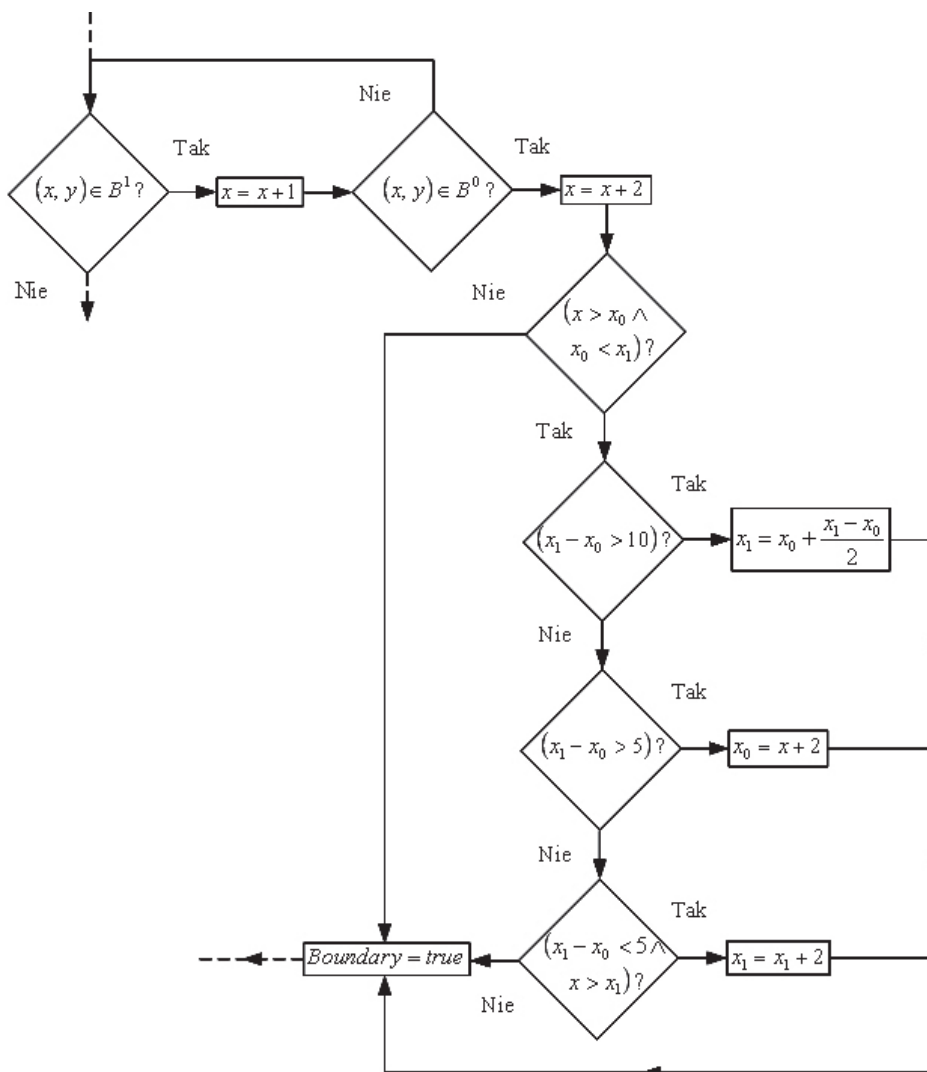
Rys. 10. Znajdowanie punktów brzegowych wzdłuż osi Y , leżących przed żebrami

- 2) Niech $p_1 p_2 \in L_3 \vee p_1 p_2 \in L_4$, wówczas $y_2 - y_1 \leq dy$. Warunki brzegowe są zdefiniowane w następujący sposób:

$$B^1 = \{(x, y) : g(x, y) \in \bar{G}_3 \vee g(x+1, y) \in \bar{G}_3\};$$

$$B^0 = \{(x, y) : g(x, y) \in G_3\}.$$

W następstwie zdefiniowanych warunków B^1 oraz B^0 wykonywane są operacje takie jak na rysunku 11.



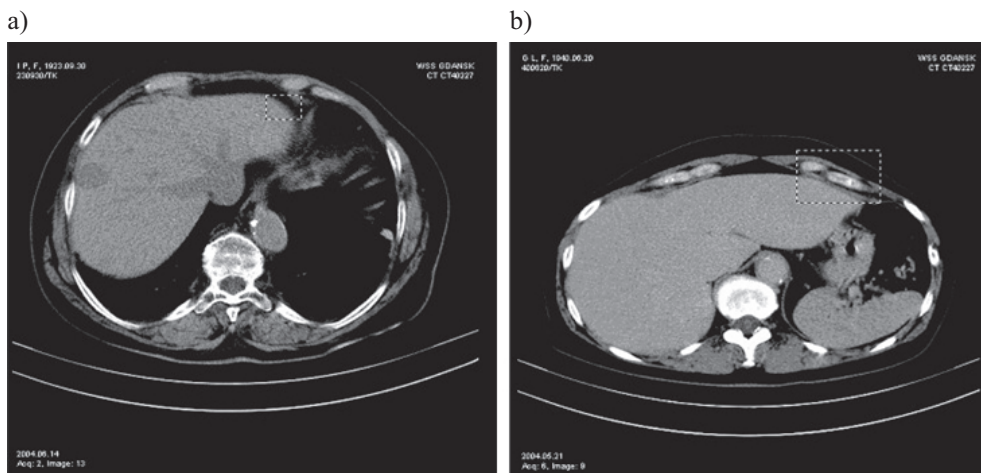
Rys. 11. Znajdowanie punktów brzegowych wzdłuż osi X , leżących przed żebrami

Niech $y_0 = y_2$, $(x, y) \in L_5$ oraz $x \geq \lfloor 2/5 \cdot M \rfloor$. Łamana L_6 konstruowana jest opcjonalnie, w zależności, czy w trakcie znajdowania punktów łamanej L_5 spełniony jest jeden z następujących warunków brzegowych:

$$A^1 = \{(x, y) : (y_0 < y) \wedge (y - y_0) > 1/3dl_y\};$$

$$B^1 = \{(x, y) : g(x+2, y-2) \in \bar{G}_1 \wedge g(x+2, y-3) \in \bar{G}_1 \wedge g(x+2, y-4) \in \bar{G}_1 \wedge g(x+2, y-5) \in \bar{G}_1\}.$$

Warunek A^1 dotyczy wyraźnego zwiększenia wartości współrzędnej y w stosunku do ostatniego punktu reprezentującego brzeg (x_0, y_0) . Drugi przypadek B^1 opisuje sytuację, gdy na zdjęciu tomograficzno-komputerowym brzeg wątroby przylega do mięśni i żeber, tak jak to zostało przedstawione na rysunku 12.



Rys. 12. TK wątroby: a) sytuacja reprezentowana przez warunek A^1 ;
b) sytuacja reprezentowana przez warunek B^1

Wartości całkowite stałych liczbowych poziomów szarości G_3, \bar{G}_3 zostały określone w następujący sposób: $G_3 = \{g \in Z : g \in [0, 200]\}$, $\bar{G}_3 = \{g \in Z : g \in [200, 255]\}$. Przyjęto, że maksymalna odległość wzdłuż osi Y między pikselami brzegowymi jest nie większa niż $dl_y = 15$.

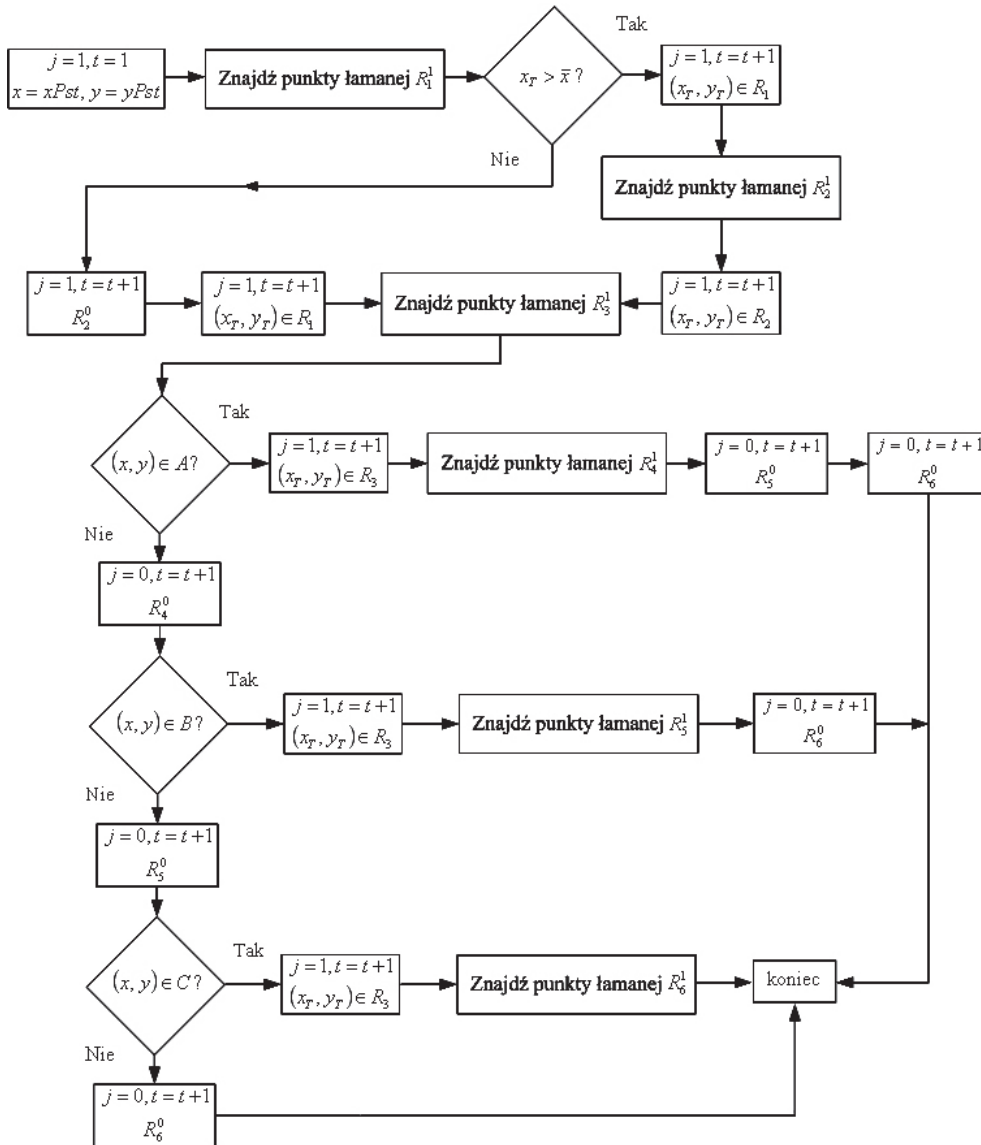
4.3. Konstrukcja łamanych należących do zbioru R

Sposób konstrukcji kolejnych łamanych R_i przedstawia schemat na rysunku 13. Podczas znajdowania punktów należących do kolejnych łamanych $\{R_i : i = 1, \dots, 6\}$ brane są pod uwagę współrzędne punktu końcowego P_{S_0} ($s_0 \leq 6$) ostatniej łamanej L_{S_0} ze zbioru L . Niech $P_{S_0} = (\bar{x}, \bar{y})$, zaś $P_T = (x_T, y_T)$ jest punktem końcowym łamanej R_t^j ($t \leq 6$). Na podstawie przeprowadzonych prób dla zbioru zdjęć TK wątroby, ustalono określone przedziały wartości współrzędnych A, B i C . Zaproponowane w nich oszacowania umożliwiają konstrukcję łamanych R , które w sposób równomierny przybliżają kontur wątroby.

$$A = \left\{ (x, y) : (x - x_T) \geq \frac{2}{3} \cdot \left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil \wedge (x - x_T) < \left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil \right\};$$

$$B = \left\{ (x, y) : (x - x_T) \geq \left\lceil \frac{M}{11} \right\rceil \wedge (x - x_T) < \frac{1}{3} \cdot \left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil \right\};$$

$$C = \left\{ (x, y) : x > x_T \wedge (x - x_T) > \left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil \right\}.$$



Rys. 13. Konstrukcja łamanych należących do zbioru R

4.3.1. Znajdowanie punktów łamanej R₁

Niech (x_0, y_0) określa początkowe współrzędne piksela p_3 . Zachodzi zależność: $x_0 = x_2$, $y_0 = y_2 - dy$. Dla kolejnych pikseli sprawdzane są zdefiniowane poniżej warunki brzegowe. Na ich podstawie zostają wyznaczone współrzędne punktów, wchodzące w skład łamanej R_1 .

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

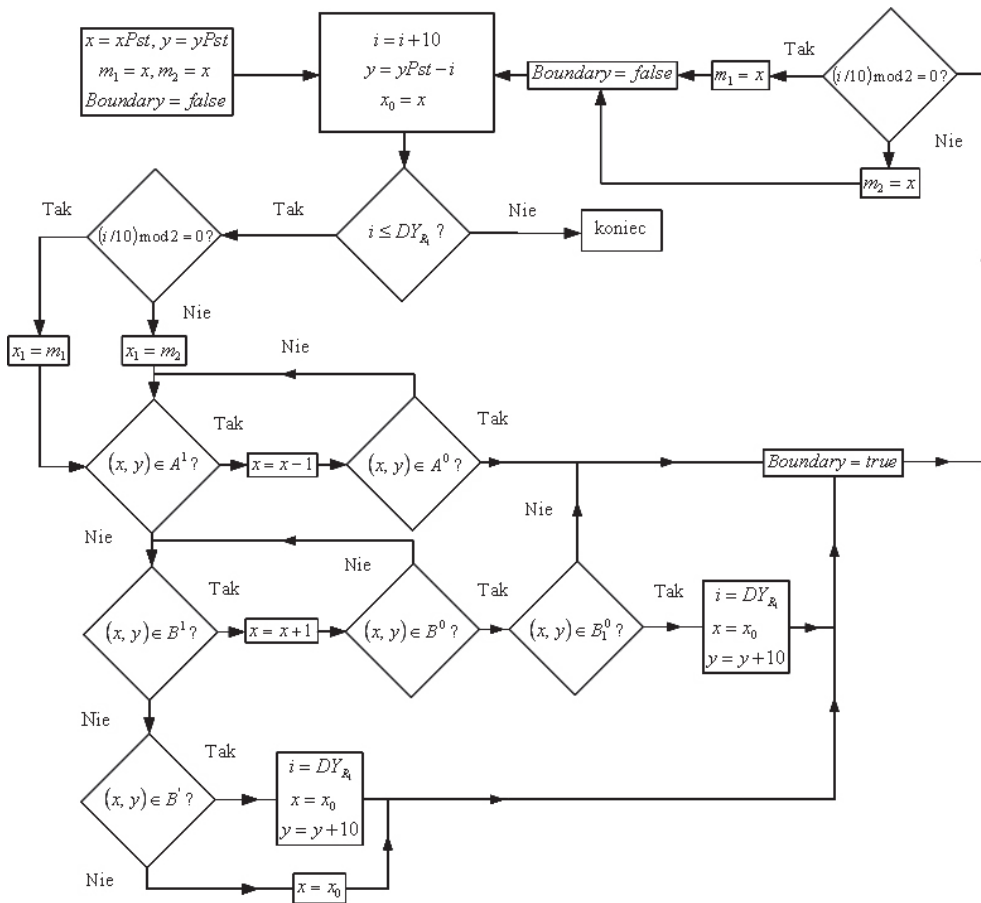
$$A^0 = \{(x, y) : g(x, y) \neq 0\};$$

$$B^1 = \{(x, y) : (g(x, y) \in \bar{G}_1 \wedge (x_0 \leq x) \wedge (x - x_0) < 4/3dl_x) \vee \\ \vee (g(x, y) \in G_1 \wedge g(x+1, y) \in \bar{G}_1) \wedge (x_0 \leq x) \wedge (x - x_0) < 4/3dl_x \wedge (i > 20))\};$$

$$B^0 = \{(x, y) : g(x, y) \in G_1 \wedge g(x+1, y) \in G_1\};$$

$$B_1^0 = \{(x, y) : g(x+1, y) \in \bar{G}_1 \wedge (x_0 > x_1) \wedge (x_0 - x_1) < 1/2dx \wedge (y_0 - y_1) < 1/2dy \wedge \\ \wedge (y > y_0) \wedge (y - y_0) > 1/3dl_y\};$$

$$B' = \{(x, y) : (i > 20) \wedge (x_0 \leq x) \wedge (x - x_0) = 4/3dl_x\}.$$



Rys. 14. Działania związane ze znajdowaniem punktów łamanej R_1

Działania związane z obliczaniem współrzędnych należących do łamanej R_1 , na podstawie zdefiniowanych warunków brzegowych, zostały przedstawione na schemacie (rys. 14). Przyjęto, że $DY_{R_1} = 7/4DY_{L_1}$.

4.3.2. Znajdowanie punktów należących do łamanych $\{R_i : i = 2, \dots, 6\}$

Sposób znajdowania współrzędnych należących do łamanych $\{R_2, R_3\}$ jest analogiczny do tego, jaki został zaprezentowany w podrozdziale 4.3.1 dla łamanej R_1 . Na podstawie zdefiniowanych warunków brzegowych wykonywane są określone operacje arytmetyczne zwiększania lub zmniejszania odpowiednich współrzędnych x oraz y . Współrzędne kolejnych punktów łamanych $\{R_4, R_5, R_6\}$ wyznaczone są na podstawie odległości od punktu końcowego P_{S_0} ($s_0 \leq 6$) ostatniej łamanej L_{S_0} ze zbioru L .

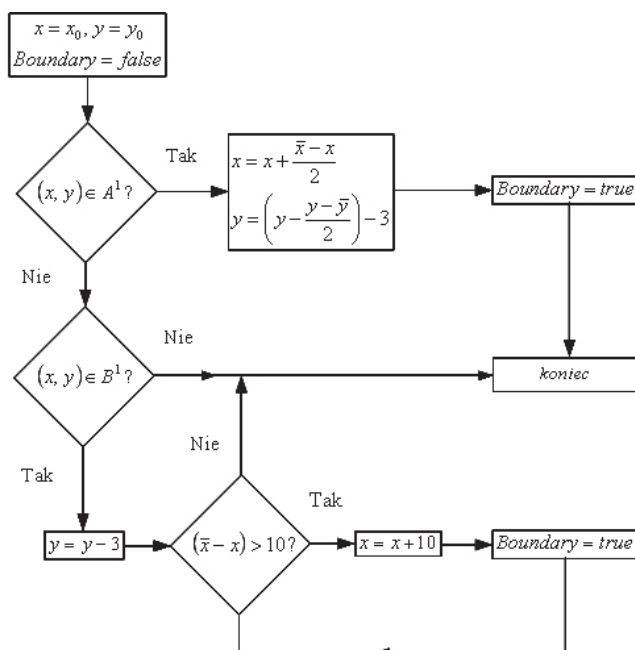
Wyznaczanie punktów łamanej R_4

Niech $P_{S_0} = (\bar{x}, \bar{y})$, zaczynając od (x_0, y_0) dla kolejnych pikseli o współrzędnych (x, y) sprawdzane są zdefiniowane poniżej warunki brzegowe:

$$A^1 = \left\{ (x, y) : \left((y - \bar{y}) \leq \left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil \wedge (\bar{x} - x) \geq 2 \cdot \left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil \right) \right\};$$

$$B^1 = \left\{ (x, y) : \left(\left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil < (y - \bar{y}) < \left\lceil \frac{M}{11} \right\rceil \wedge (\bar{x} - x) > 2 \cdot \left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil \right) \right\}.$$

Sposób wyznaczania punktów łamanej R_4 przedstawia schemat na rysunku 15.



Rys. 15. Wyznaczanie punktów łamanej R_4

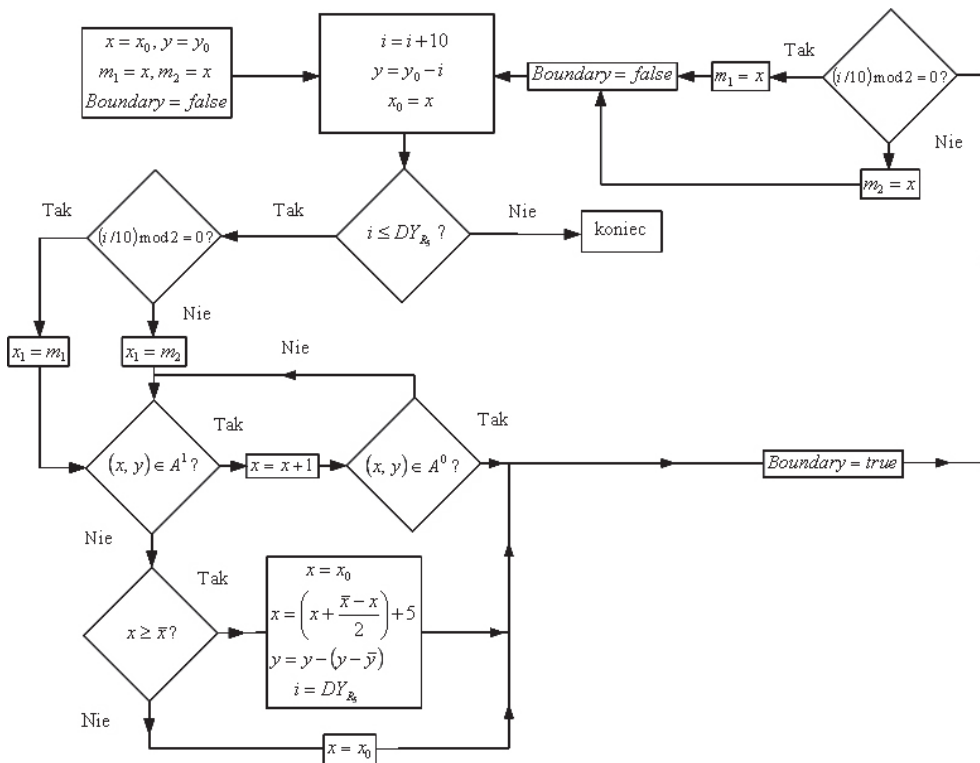
Wyznaczanie punktów łamanej R_5

Dla kolejnych pikseli sprawdzane są zdefiniowane poniżej warunki brzegowe. Na ich podstawie zostają wyznaczone współrzędne punktów, wchodzące w skład łamanej R_5 .

$$A^1 = \{(x, y) : (g(x, y) \in \bar{G}_1 \wedge (x_0 \leq x) \wedge (x - x_0) < 8/3dl_x \wedge (x < \bar{x}))\};$$

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

Sposób wyznaczania łamanej R_5 przedstawia schemat na rysunku 16. Przyjęto, że $DY_{R_5} = 1/2DY_{R_1}$.



Rys. 16. Wyznaczanie punktów łamanej R_5

Wyznaczanie punktów łamanej R_6

Łamana R_6 jest konstruowana opcjonalnie tak jak łamane: $\{R_4, R_5\}$. W przypadku gdy dla punktu o współrzędnych (x, y) spełniony jest warunek $A = \left\{ (x, y) : (\bar{x} - x) > \frac{1}{4} \cdot \left\lceil \frac{M}{9} \right\rceil \right\}$, wówczas wartość współrzędnej x przy niezmiennym y jest zwiększana o 10.

5. Oszacowanie złożoności obliczeniowej algorytmu wyznaczania konturu wątroby

Niech $P_0^i = (x_0^i, y_0^i)$ jest punktem początkowym, zaś $P_S^i = (x_S^i, y_S^i)$ punktem końcowym łamanej L_i ($i = 1, \dots, 6$) oraz $T_0^i = (\bar{x}_0^i, \bar{y}_0^i)$ jest punktem początkowym, zaś $T_S^i = (\bar{x}_S^i, \bar{y}_S^i)$ punktem końcowym łamanej R_i ($i = 1, \dots, 6$). Przyjmijmy, że:

$$Dx_L = \max \left\{ \left| x_0^i - x_S^i \right| : i = 1, \dots, 6 \right\};$$

$$Dy_L = \max \left\{ \left| y_0^i - y_S^i \right| : i = 1, \dots, 6 \right\} \text{ oraz } D_{xy_L} = \max \{ Dx_L, Dy_L \};$$

$$Dx_R = \max \left\{ \left| \bar{x}_0^i - \bar{x}_S^i \right| : i = 1, \dots, 6 \right\};$$

$$Dy_R = \max \left\{ \left| \bar{y}_0^i - \bar{y}_S^i \right| : i = 1, \dots, 6 \right\} \text{ oraz } D_{xy_R} = \max \{ Dx_R, Dy_R \}.$$

D_{xy_L} oraz D_{xy_R} określają maksymalne odległości wzdłuż osi X lub Y między punktem początkowym oraz końcowym spośród łamanych L_i oraz R_i . W przypadku łamanych $\{L_1, R_1, L_3, R_3, L_4\}$ wyznaczane kolejne współrzędne znajdują się w odległości dy od siebie, wzdłuż osi Y . Ustalono, że $dy = 10$. Dla łamanych $\{L_2, R_2, L_5, R_6\}$ odległość między kolejnymi punktami wzdłuż osi wynosi $dx = 10$. Dla kolejnych pikseli łamanej L_6 odległość wzdłuż osi rzędnych jest nie większa niż 5. W przypadku łamanych $\{R_4, R_5\}$ nie ma stałych zależności liczbowych między wartościami współrzędnych (x, y) (mogą to być wartości większe od $dy = 10$), gdyż są wyznaczane na podstawie odległości od punktu końcowego ostatniej łamanej L_i , czyli L_5 lub L_6 . Najmniejsza stała odległość między współrzędnymi spośród łamanych L_i oraz R_i jest w przypadku L_6 . Przyjmijmy $D \leq 5$. Liczbę pikseli dla pojedynczej łamanej L_i oraz R_i można oszacować z góry jako: $N_L = \lfloor D_{xy_L} / D \rfloor$ oraz $N_R = \lfloor D_{xy_R} / D \rfloor$.

Niech M określa maksymalną liczbę operacji arytmetycznych zwiększania lub zmniejszania współrzędnych x lub y w celu znalezienia pojedynczego piksela brzegowego. Schematy realizacji wyznaczania współrzędnych łamanych przedstawiono w podrozdziałach 4.2.1–4.3.2. Liczba tych operacji w przypadku łamanych $\{L_1, R_1, L_3, R_3, L_6\}$ jest ograniczona stałą wartością dl_x , zaś dla łamanych $\{L_2, L_5\}$ jest ograniczona stałą dl_y . W przypadku L_4 wartość stałej ograniczającej wynosi $4/3dl_x$, a dla R_5 liczba operacji arytmetycznych jest ograniczona przez stałą $8/3dl_x$. Dla R_2 liczba operacji arytmetycznych jest nie większa od $2/3dl_y$. Korzystając z faktu, że $dl_x = dl_y$, można przyjąć oszacowanie $M < 3 \cdot dl_x$.

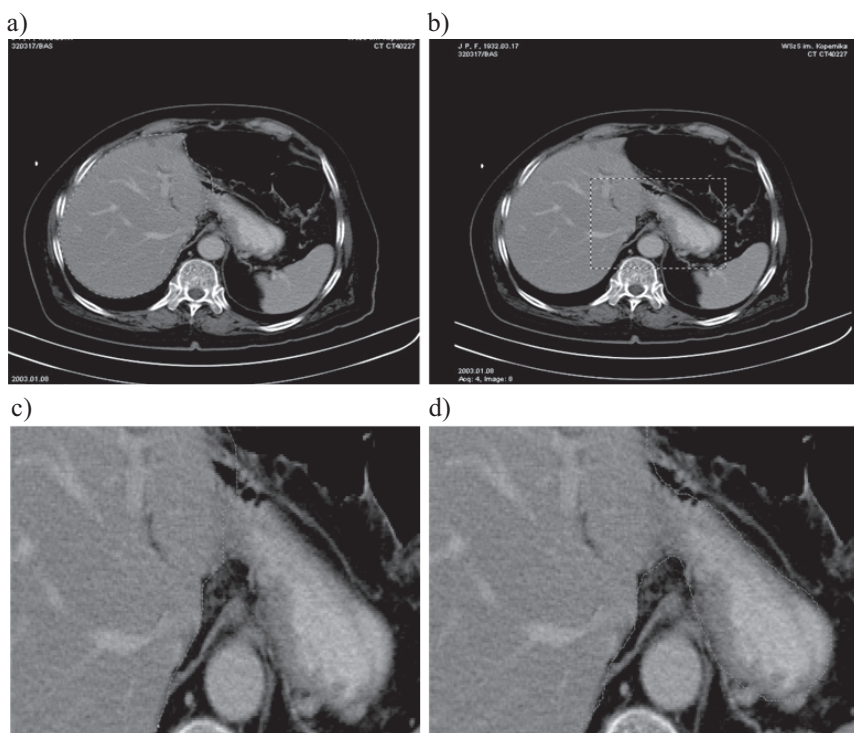
Biorąc $N = \max\{N_L, N_R\}$, można oszacować, że funkcja złożoności obliczeniowej jest klasy $O(N \cdot M)$.

6. Porównanie dokładności w określeniu kształtu konturu wątroby

W artykule zaproponowano technikę polegającą na określeniu konturu wątroby przed wydzieleniem jej kształtu z obrazu, które określa się w literaturze jako *detect-before-extract* [4].

W innych pracach, np. [1], przechodzi się od razu do zadania segmentacji, następnie brzeg wątroby jest wygładzany na drodze określonych operacji morfologicznych, łączonych np. z zastosowaniem krzywych B-sklejanych [1]. Dokładne określenie konturu wątroby przed wydzieleniem jej kształtu umożliwia wyeliminowanie przekształceń zmierzających do wygładzenia kształtu. Autorzy prac [1, 2, 4] zaproponowali metodę aktywnego konturu, która w kolejnych iteracjach umożliwia przybliżenie konturu wątroby, połączoną z techniką krzywych sklejanych w celu wyznaczenia ostatecznego konturu wątroby. Biorąc po uwagę rezultaty, jakie otrzymali, można stwierdzić, że uzyskane ich metodą kontury wątroby są dość nieregularne i zawierają fragmenty żeber. Brak jest przykładów obejmujących przypadki patologiczne. W tej pracy zaproponowano rozwiązanie, które umożliwia wyznaczenie konturu zarówno dla przypadków pozbawionych zmian chorobowych, jak również dla tych, które zawierają określone jednostki chorobowe, czyli zmiany ogniskowe takie jak przedstawione na rysunkach 18b i d.

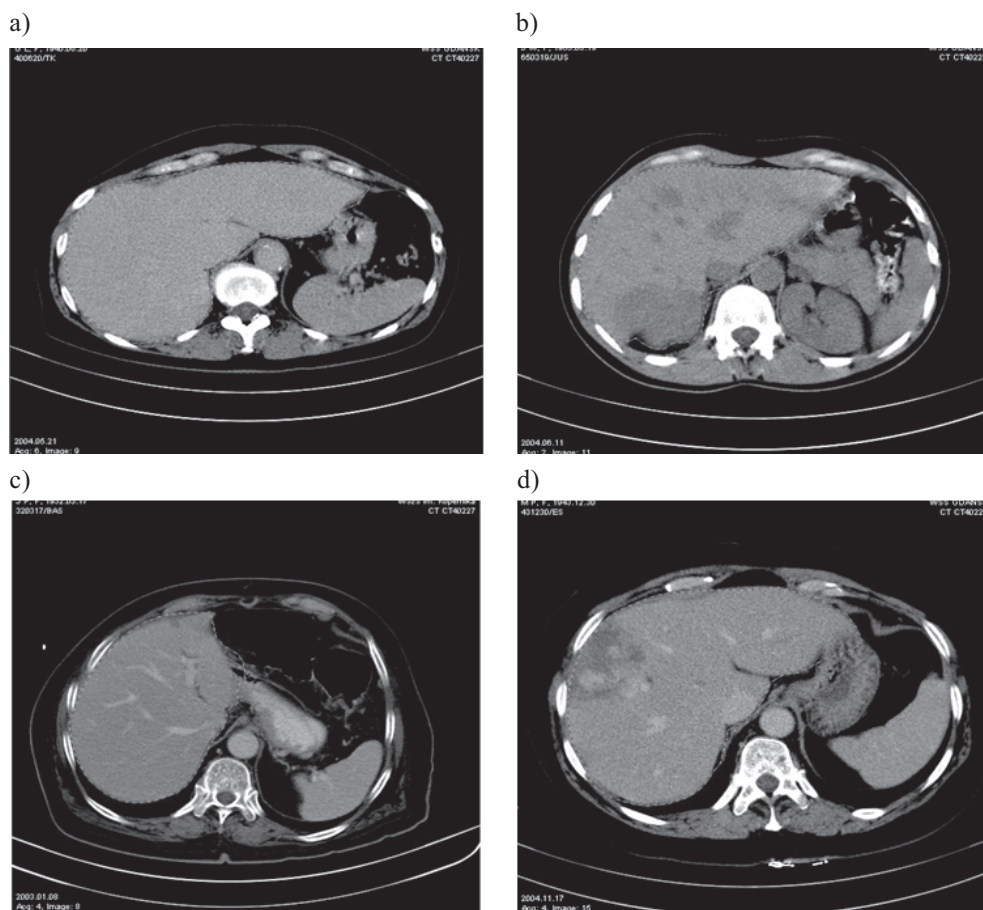
Obrazy radiologiczne wątroby nie zawsze przedstawiają regularny kształt z wyraźnie wyodrębnionym brzegiem tego organu. Rysunek 17 przedstawia przykładowe zdjęcie wątroby z nieregularnym brzegiem. Algorytm wyznaczania konturu powinien umożliwić aproksymację brzegu i pozwolić na uzyskanie regularności. Metoda aktywnego konturu w swojej pierwotnej postaci przedstawiona w pracach [2, 12] nie umożliwia wyeliminowania sytuacji z rysunku 17d.



Rys. 17. Obraz TK wątroby w fazie tętniczej (a, b); kontur wątroby uzyskany metodą autorską (c); zaznaczony brzeg obszaru anatomicznego wątroby (d)

7. Przeprowadzone eksperymenty i wybrane rezultaty badań

W trakcie badań nad analizą obrazów tomograficzno-komputerowych wykorzystano z materiału pochodzącego z Zakładu Diagnostyki Obrazowej Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego w Gdańsku. Przeprowadzane eksperymenty obejmowały ok. 30 przypadków pochodzących od pacjentów, u których nie stwierdzono żadnych zmian chorobowych, jak również z widocznymi jednostkami chorobowymi, takimi jak naczyniaki i torbiele. Implementacja metod i interfejs graficzny zostały wykonane w języku C++, w środowisku Microsoft Visual Studio 6.0, z użyciem bibliotek MFC i GDI. Na rysunku 18 przedstawiono przykładowe rezultaty.



Rys. 18. Obrazy TK wątroby z zaznaczonym konturem: a) wątroba bez zmian chorobowych; b) wieloogniskowe zmiany nowotworowe; c) zdjęcie wątroby w fazie tętniczej; d) zdjęcie z widocznym naczyniakiem

8. Podsumowanie

- 1) Kształt wątroby w zdjęciach tomograficzno-komputerowych przedstawiających jej przekrój może być nieregularny, zniekształcony. W przypadku zniekształceń brzegu takich jak na rysunkach 18c i d wartości kolejnych współrzędnych są aproksymowane na podstawie wyznaczonych wcześniej punktów określających brzeg. W artykule przedstawiono metodę, polegającą na tym, że obraz TK wątroby jest każdorazowo dzielony na określone fragmenty, dla których wyznaczany jest przybliżony kontur. Podejście to umożliwia zredukowanie liczby operacji wykonywanych w trakcie wyznaczania kolejnych współrzędnych określających kontur.
- 2) Zaproponowano rozwiązanie, które umożliwia efektywne wyznaczenie konturu zarówno dla przypadków pozbawionych zmian chorobowych, jak i tych, które zawierają określone jednostki chorobowe, czyli zmiany ogniskowe takie jak na rysunkach 18b i d. Metoda ta może być stosowana niezależnie od fazy (mięśzowej, tętnicznej i żyłnej) badania tomograficzno-komputerowego.
- 3) Prezentowana metoda umożliwia o wiele bardziej dokładne wyznaczanie konturu wątroby niż zaproponowane w pracach [1, 2, 4] metody, które są pozbawione tak istotnych zalet przedstawionych w punktach 1) oraz 2) i w efekcie czego rezultaty tych prac nie są tak dokładne.
- 4) Opracowane wyznaczanie współrzędnych kolejnych łamanych składowych, przybliżających kontur wątroby ułatwia zadanie segmentacji, które będzie kolejnym celem badań.

Literatura

- [1] Bae K.T., Giger M.L., Chen C.T., Kahn C.E. Jr.: *Automatic segmentation of liver structure in CT images*. Medical Physics, 1993 Jan-Feb, vol. 20(1), 71–78
- [2] Ballerini J.: *Genetic Snakes for Medical Image Segmentation*. LNCS, vol. 1596, 1999, 59–73
- [3] Boes J.L., Bland P.H., Weymouth T.E., Quint L.E., Bookstein F.L., Meyer C.R.: *Generating a Normalized Geometric Liver Model Using Warping*. Investigative Radiology 1994, vol. 29, 281–286
- [4] 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 1998, vol. 45, No. 6, 783–794
- [5] Kahle W., Leonhardt H., Plater W.: *Podręczny atlas anatomii człowieka*. Brema, Słowiński Verlag 1996, ISBN 83-901441-3-1
- [6] Kyung-Sik Seo, Tae-Woong Chung: *Automatic Boundary Tumor Segmentation of a Liver*. Lecture Notes in Computer Science 2005, vol. 3483, 836
- [7] Pavlidis T.: *Grafika i przetwarzanie obrazów*. Warszawa, WNT 1987, ISBN 83-204-0894-6
- [8] Pruszyński B.: *Radiologia. Diagnostyka obrazowa*. Warszawa, Wydawnictwa Lekarskie PZWL 1999, 2003, ISBN 83-200-2780-2

-
- [9] Sikorski R.: *Rachunek różniczkowy i całkowy – Funkcje wielu zmiennych*. Warszawa, PWN 1977
 - [10] Tadeusiewicz R., Korohoda P.: *Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów*. Kraków, Wydawnictwo Fundacji Postępu Telekomunikacji 1997, ISBN 83-86476-15-X
 - [11] Tadeusiewicz R., Ogiela M.R.: *Automatyczne rozumienie obrazów medycznych podstawy teoretyczne i zastosowania*. Kraków, Przegląd Lekarski 2002, t. 59, Suplement 4, 114–117
 - [12] Kass M., Witkin A., Terzopoulos D.: *Snakes, Active Contour Models*. Proc. First International Conference on Computer Vision, June 8–11 1987, 259–263

