

Michał Postolski*, Marcin Janaszewski*, Anna Fabijańska*, Laurent Babout*,
Mariusz Jędrzejczyk**, Ludomir Stefańczyk**

Segmentacja drzewa oskrzelowego z wykorzystaniem algorytmu zamykania otworów

1. Wprowadzenie

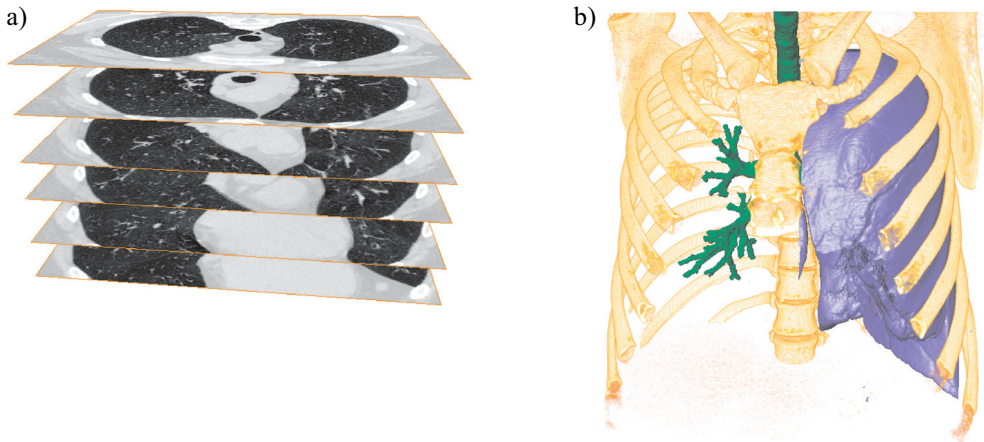
Współczesna medyczna tomografia komputerowa wykorzystująca wielodetektorowe spiralne skanery CT może generować trójwymiarowe obrazy o bardzo wysokiej jakości pozwalające na bezinwazyjne oglądanie wnętrza ludzkiego ciała (rys. 1). Jest to narzędzie oferujące ogromne możliwości i może być używane w wielu medycznych aplikacjach. Trójwymiarowe skany ludzkich organów wykonane w technice wolumetrycznej są podstawą w badaniach takich jak: wirtualna kolonoskopia (VC) [1], wirtualna angioscopia (VA) [2], wirtualna bronchoskopia (VB) [3], są również wykorzystywane podczas planowania operacji [4] lub przy analizie ilościowej struktur anatomicznych [5]. W wymienionych zastosowaniach pierwszym krytycznym krokiem jest dokładna i niezawodna segmentacja organu, który ma zostać poddany badaniu. Jednakże prawidłowa segmentacja wielu ludzkich organów, np. drzewa oskrzelowego, jest zadaniem bardzo trudnym i stanowi wyzwanie w dziedzinie informatyki ze względu na skomplikowaną anatomię człowieka oraz ograniczenia w jakości pozyskanego obrazu lub mogące pojawić się błędy akwizycji.

Algorytm segmentacji drzewa oskrzelowego działa na obrazie CT klatki piersiowej reprezentowanym przez dużą trójwymiarową tablicę punktów z przypisaną do nich wartością. Każdy punkt opisany jest czwórką elementów (x, y, z, v) , gdzie pierwsze trzy wartości określają położenie punktu w przestrzeni 3D. Ostatni element v jest współczynnikiem osłabienia wiązki promieni rentgenowskich przechodzących przez mały fragment badanego obiektu o środku w punkcie (x, y, z) i jest mierzony w jednostkach Hounsfielda (HU). W dobrze skalibrowanym skanerze CT punkty odpowiadające wnętrzu drzewa oskrzelowego wypełnionego powietrzem powinny mieć wartość -1000HU . Otaczające je punkty tworzące ścianę oskrzeli zbudowane są z tkanek miękkich o relatywnie wysokiej wartości HU mieszczącej się w przedziale od -100 do 200HU . Niestety taka idealna sytuacja w praktycz-

* Katedra Informatyki Stosowanej, Politechnika Łódzka

** Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi

nych zastosowaniach pojawia się bardzo rzadko. Szum, artefakty rekonstrukcji obrazu, artefakty ruchowe (bicie serca), niestandardowa budowa anatomiczna pacjenta, zapadnięcie się gałęzi oskrzela lub występowanie efektu częściowej objętości (PVE) znacząco zmniejszają różnicę w wartościach HU między punktami tworzącymi ścianę oskrzela i punktami odpowiadającymi powietrzu. Dlatego punkty wchodzące w skład ścian różnych fragmentów drzewa oskrzelowego, w szczególności ściany gałęzi na wysokim poziomie podziału, posiadają wartość HU zbliżoną do wartości powietrza wewnątrz tego drzewa. Dodatkowo zastosowanie niektórych algorytmów rekonstrukcji obrazu, w szczególności o silnym działaniu wygładzającym, może zwiększyć ten efekt. W wyniku czego mogą pojawić się małe otwory w strukturze ścian oskrzeli lub może nastąpić całkowita utrata informacji o gałęziach drzewa o wysokim poziomie podziału.

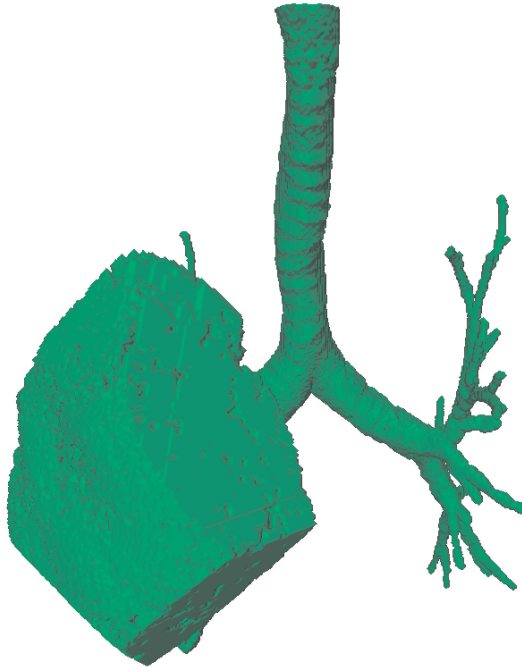


Rys. 1. Zbiór zdjęć CT klatki piersiowej człowieka (a), trójwymiarowa wizualizacja (b)

Otwory w połączeniu z podobną teksturą płuc wewnątrz, których znajduje się drzewo oskrzelowe, stanowią istotny i często pojawiający się problem podczas segmentacji oskrzeli za pomocą prostych dotychczas zaproponowanych metod segmentacji, głównie bazujących na algorytmie rozrostu obszaru [6]. Algorytmy tego typu mają tendencję do wyciekania do otaczających oskrzela części płuc (rys. 2). Problem najczęściej próbuje się rozwiązać, zmuszając użytkownika do ręcznego ustawienia parametrów algorytmu segmentacji, dla każdego z obrazów osobno, tak by zminimalizować efekt wyciekania. Jednakże ręczna modyfikacja parametrów jest niepraktyczna i nie gwarantuje uzyskania zadowalającego efektu ponieważ znalezienie odpowiedniej wartości parametrów jest bardzo trudne, a w wielu przypadkach nawet niemożliwe.

Poprzednie prace dotyczące algorytmów segmentacji oskrzeli można zaklasyfikować do pięciu grup: algorytm rozrostu obszaru i jego modyfikacje [7, 8, 9], metody bazujące na matematycznej morfologii [10, 11], i kombinacje powyższych [12], metody wykorzystujące reguły [13] oraz minimalizujące funkcję energii [14]. Jednakże opublikowane dotychczas

metody skupiają się głównie na wykrywaniu wycieków i ich eliminacji gdy wystąpią lub starają się im zapobiegać stosując złożone reguły. Wiele ze znanych algorytmów wymaga wielokrotnego uruchomienia z różnym zestawem parametrów, a inne analizują bardzo duże zbiory punktów przy użyciu skomplikowanych i nieefektywnych obliczeniowo nieliniowych filtrów lub reguł semantycznych.



Rys. 2. Trójwymiarowa wizualizacja wysegmentowanego drzewa oskrzelowego z widocznym dużym wyciekkiem do płuc

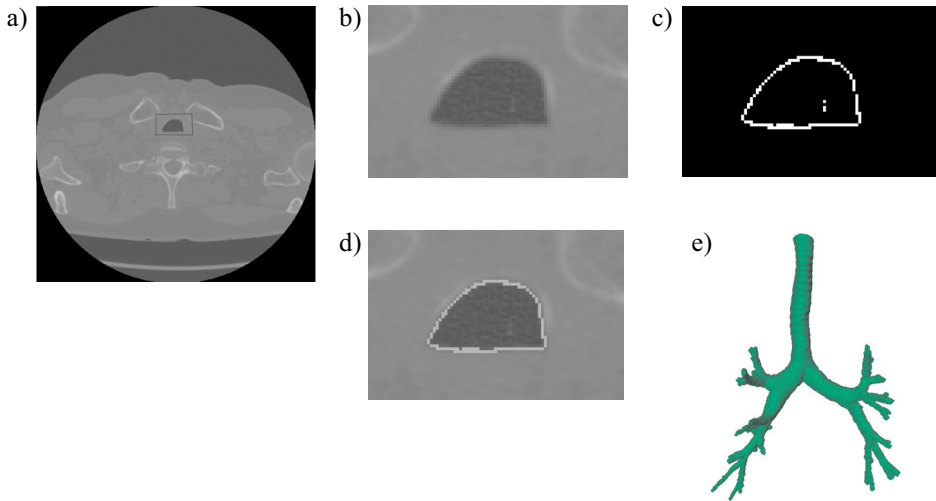
W tym artykule zaproponowano nowy algorytm segmentacji oskrzeli bazujący na zamykaniu otworów 3D w ścianach drzewa oskrzelowego. Przedstawiona metoda eliminuje problem wycieków poprzez zamknięcie wszystkich występujących otworów w ścianach drzewa oskrzelowego w pierwszym etapie swojego działania, a następnie za pomocą bardzo szybkiego i prostego algorytmu rozrostu obszaru dokonywana jest ostateczna segmentacja. Dzięki zastosowaniu algorytmu zamykania otworów w objętościowych obrazach 3D [15] cały proces jest prosty, niezawodny, i bazuje na dobrze zdefiniowanych pojęciach matematycznych takich jak punkty proste (*Simple Points*), metryka euklidesowa oraz definicji otworów w oparciu o topologię dyskretną. Co więcej przedstawiona metoda jest szybka i w pełni automatyczna.

Artykuł został zorganizowany następująco. Rozdział 2 opisuje szczegółowo proponowaną metodę. W rozdziale 3 przedstawiono wyniki przeprowadzonych eksperymentów. Dyskusja i podsumowanie znajduje się w rozdziale 4.

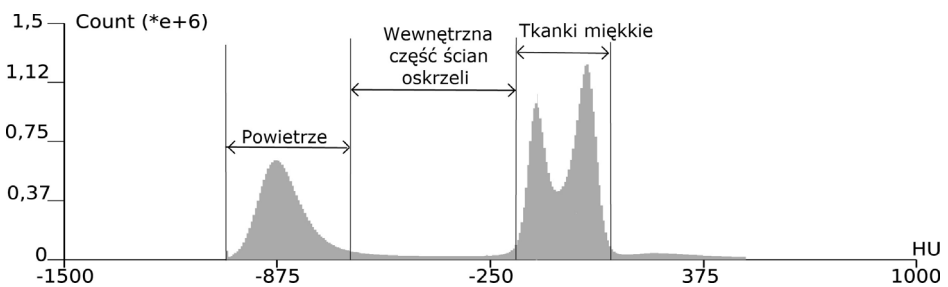
2. Metodologia

2.1. Analiza histogramu i wstępne wyodrębnienie ścian

Pierwszym ważnym krokiem w prezentowanej metodzie segmentacji jest wydobycie z obrazu informacji na temat ścian drzewa oskrzelowego (rys. 3). Analiza dziesięciu histogramów wygenerowanych ze skanów CT pozwoliła na wyróżnienie trzech przedziałów wartości HU o dużym znaczeniu z punktu widzenia segmentacji oskrzeli (rys. 4).



Rys. 3. Segmentacja drzewa oskrzelowego: a) pojedyncze zdjęcie CT; b) powiększony fragment z widoczną tchawicą; c) wydobyte ściany oskrzeli; d) wynik działania zamykania otworów w c) i łączenia z b); e) wynik przykładowej segmentacji



Rys. 4. Histogram wygenerowany z obrazu 3D klatki piersiowej. Zaznaczone obszary (powietrze, wewnętrzna część ścian oskrzeli, tkanki miękkie) zostały wybrane na podstawie analizy histogramów różnych pacjentów

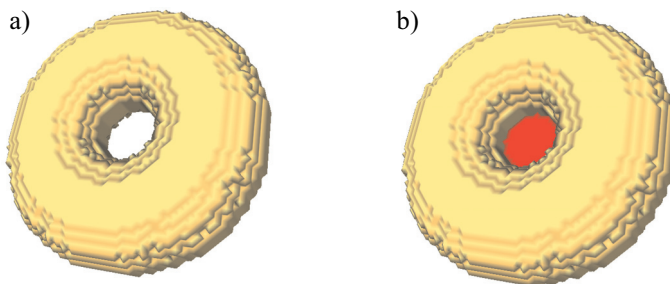
Pierwszy przedział zawiera w sobie punkty reprezentujące powietrze, kolejny odpowiada wewnętrznej powierzchni ścian oskrzeli, a ostatni reprezentuje tkanki miękkie oraz naczynia krwionośne. W idealnej sytuacji ściany oskrzeli powinny być reprezentowane

przez wartość HU mieszczącą się w trzecim z przedziałów (tkanki miękkie). Jednakże występujące różnice między wartościami punktów należących do ścian na niskich i wysokich poziomach podziału drzewa oraz częste występowanie innych tkanek miękkich w analizowanym obrazie znacząco utrudniają bezpośrednie wydobywanie ścian przy użyciu brzegów przedziału jak parametrów progowania. Szczęśliwie w prezentowanym zastosowaniu nie jest konieczna segmentacja całych ścian oskrzeli, zamiast tego algorytm wydobywa tylko wewnętrzne powierzchnie ścian, co wystarczy do zastosowania procedury zamykania otworów. Ściany oskrzeli wydobywane są za pomocą prostej metody progowania obrazu. Dolną wartość progu stanowi granica między przedziałem odpowiadającym powietrzu, a wewnętrzną powierzchnią ścian. Natomiast górna wartość progu jest to granica między wewnętrzną powierzchnią ścian a przedziałem tkanek miękkich. Przybliżone wartości progów można prosto wyznaczyć, analizując globalny histogram obrazu w sposób automatyczny. Zaproponowany wyżej przedział zawierający punkty o wartości HU odpowiadających wewnętrznym ścianom oskrzeli pozwala na wydobywanie ścian na różnych poziomach podziału drzewa. Co więcej, mała liczba punktów znajdująca się w tym przedziale prowadzi do otrzymania „czystego” obrazu wyjściowego (bez zbędnych tkanek miękkich).

2.2. Algorytm zamykania otworów 3D w ścianach oskrzeli

Algorytm zamykania otworów 3D [15] według wiedzy autorów jest jedynym algorytmem tego typu. Jego ogromną zaletą jest, to że posiada liniową złożoność obliczeniową oraz bazuje na dobrze zdefiniowanych pojęciach matematycznych i topologii dyskretnej. Podstawowe działanie algorytmu zamykania otworów wygląda następująco: Najpierw obliczany jest zamknięty prostopadłościan Y , który nie posiada żadnych „dziur” ani otworów i zawiera w sobie obiekt X . Następnie w sposób iteracyjny usuwane są punkty $Y \setminus X$ będące punktami brzegowymi Y , i których usunięcie nie powoduje powstania otworów w Y . Proces kasowania punktów jest sterowany za pomocą funkcji priorytetowej, definiowanej jako odległość euklidesowa punktu do X . Cały proces trwa aż do osiągnięcia stabilizacji. Przykład zastosowania algorytmu na obiekcie torus prezentuje rysunek 5.

Szczegółowy opis algorytmu wraz ze wszystkimi detalami matematycznymi można znaleźć w artykule [15].



Rys. 5. Przykład działania algorytmu zamykania otworów w obiektach 3D zastosowanego na obiekcie (a), zamknięcie zaznaczono kolorem czerwonym (b)

2.3. Łączenie i ostateczna segmentacja

W swoim ostatnim kroku proponowany algorytm segmentacji łączy obraz zamkniętych ścian B będący wynikiem działania poprzedniego etapu algorytmu, z oryginalnym obrazem wejściowym A . Proces łączenia polega na przypisaniu maksymalnej wartości HU oznaczonej jako $Hmax$ tylko tym wokselom w obrazie A , których odpowiedniki w B mają wartość 1. Następnie przeprowadzany jest ostateczny proces segmentacji za pomocą standardowego algorytmu rozrostu obszaru (RGA). Algorytm RGA wykorzystuje dwa parametry: wartość progu i punkt startu. Pierwszy z nich ustawiony zostaje na $Hmax$, co oznacza, że brane pod uwagę będą tylko punkty o wartości mniejszej od $Hmax$. Natomiast punkt startowy może być dowolnym punktem leżącym wewnątrz drzewa oskrzelowego. Punkt ten można wybrać manualnie lub automatycznie stosując np. prostą metodę podaną w [16].

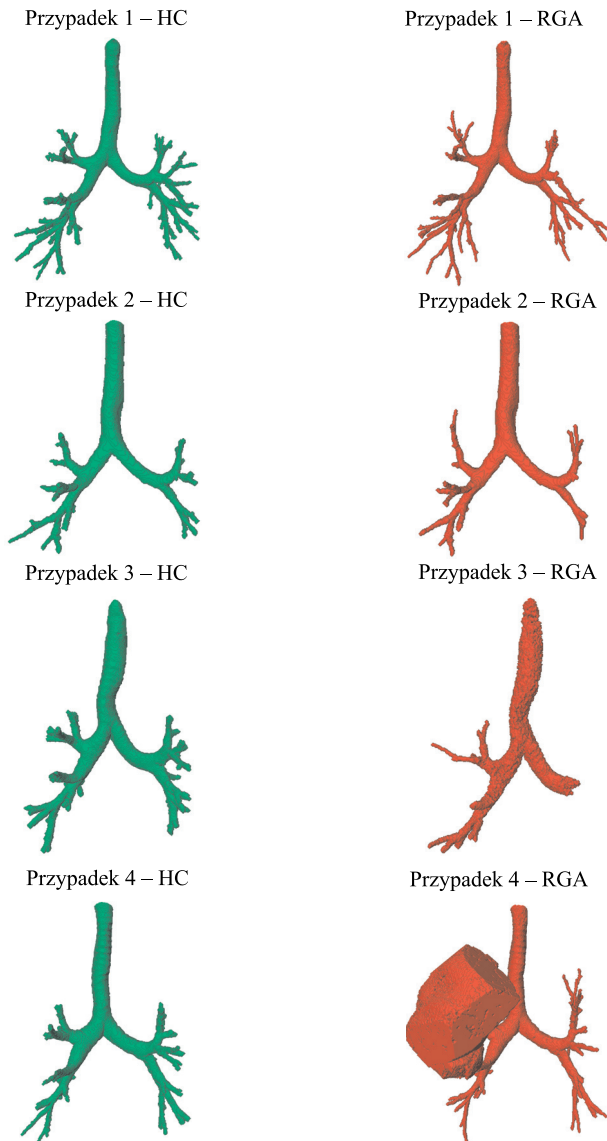
3. Wyniki

Działanie proponowanej metody zostało przetestowane przez zastosowanie jej do segmentacji drzewa oskrzelowego z dziesięciu różnych obrazów CT klatki piersiowej pozyskanych za pomocą wielodetektorowego skanera CT, model GE LightSpeed VCT. Pojedynczy obraz w zbiorze CT składa się z 512×512 wokseli o wymiarze: $x = y = 0,527$ mm, $z = 0,625$ mm. Wszystkie testy były wykonywane na standardowym komputerze PC wyposażonym w procesor: INTEL 2 GHz. Rysunek 6 przedstawia porównanie działania proponowanej metody ze standardowym algorytmem rozrostu obszaru zastosowanym do segmentacji tego samego zbioru CT.

Wyniki przeprowadzonych eksperymentów pokazują, że proponowany algorytm działa poprawnie we wszystkich testowanych przypadkach. Problem wycieków został całkowicie wyeliminowany, a uzyskane wyniki są znacznie lepszej jakości w porównaniu z wynikami otrzymanymi za pomocą algorytmu rozrostu obszaru. Liczbę wydobytych gałęzi drzewa przez opisywaną metodę i algorytm rozrostu obszaru, z ręcznie ustawionymi optymalnymi parametrami, przedstawia tabela 1.

Wyniki pokazują, że proponowany algorytm wydobywa z obrazu znaczenie więcej gałęzi drzewa. W pierwszych dwóch przypadkach (obrazy 3D zdrowych pacjentów o dobrze zdefiniowanym drzewie oskrzelowym) za pomocą proponowanej metody wydobyto prawie 100% gałęzi do piątego poziomu drzewa. Ponadto znaczna przewaga działania nowego algorytmu jest widoczna w przypadkach segmentacji kolejnych dwóch zbiorów (przypadek 3 i 4 na rys. 6) odpowiadających pacjentom o większym zaawansowaniu chorób oskrzeli. Prezentowana metoda wydobywa 100% gałęzi do czwartego poziomu podziału drzewa w obu przypadkach, podczas gdy algorytm RGA osiągnął wynik na poziomie 37% lub spowodował duży wyciek (dolny obraz w przypadku 4 na rys. 6). Czasy działania obu algorytmów również zostały zmierzone. Nowa metoda jest znacznie wolniejsza niż algorytm RGA, ale jej czas działania nie przekracza kilku minut przy segmentacji pojedynczego zbioru, co daje wynik znacznie lepszy niż inne znane wcześniej metody jak np. [16, 17]. Warto wspomnieć, że nasza metoda segmentacji posiada liniową złożoność obliczeniową, ponieważ jej poszczególne części składowe są algorytmami o liniowej złożoności. Czyni ją to wyjątkową i daje ogromną przewagę w stosunku do metod zaprezentowanych w literaturze przedmiotu,

np. [16, 17], których złożoność obliczeniowa nie jest optymalna, a ich skomplikowanie nie pozwala na jej poprawne określenie. Jednakże w niektórych przypadkach wyżej wymienione algorytmy potrafią wydobyć więcej gałęzi drzewa oskrzelowego. Należy jednak zauważyć, że do zastosowań klinicznych liczba wydobytych poziomów drzewa nie jest parametrem najważniejszym. Znacznie istotniejsze jest działanie metody w sposób automatyczny i niezawodny.



Rys. 6. Wizualizacja 3D uzyskanych wyników segmentacji za pomocą prezentowanej metody (HC) i algorytmu rozrostu obszaru (RGA)

Tabela 1

Procent poprawnie wydobytych gałęzi na różnych poziomach drzewa oskrzelowego. Wyniki uzyskane za pomocą proponowanej metody (HC) i metody rozrostu obszaru z ręcznie wybranymi optymalnymi parametrami

	Przypadek 1		Przypadek 2		Przypadek 3		Przypadek 4	
	HC	RG	HC	RG	HC	RG	HC	RG
Rząd 2 [%]	100	100	100	100	100	50	100	–
Rząd 3 [%]	100	100	100	62,5	100	50	100	–
Rząd 4 [%]	100	87,5	68,7	25	100	37,5	100	–
Rząd 5 [%]	93,7	62,5	12,5	0	68,7	6,2	62,5	–
Czas działania [s]	360	4,5	270	3	340	3	340	8

4. Wnioski

Autorzy przedstawili nowy algorytm segmentacji drzewa oskrzelowego, który jest wygodny, szybki (czas działania na komputerze PC nie przekracza kilka minut), efektywny i bazuje na dobrze zdefiniowanych pojęciach matematycznych. Najpierw algorytm eliminuje przyczynę wycieków za pomocą algorytmu zamykania otworów 3D, a następnie uruchamia bardzo szybką procedurę rozrostu obszaru. Tak zbudowany algorytm, z punktu widzenia autorów, jest najprostszym algorytmem segmentacji oskrzeli, pozbawionym problemu wycieków, zaprezentowanym dotychczas. Dodatkową zaletą jest jego pełna automatyczność. Zestaw pomiarów przeprowadzonych w celu określenia efektywności proponowanego rozwiązania wykazał, że algorytm jest niezawodny i wygenerował dokładne i prawidłowe wyniki w każdym z analizowanych przypadków. Ważnym podkreślenia jest fakt, że z medycznego punktu widzenia uzyskane wyniki są wystarczająco dobre, by można było na ich podstawie przeprowadzić analizy ilościowe ludzkich drzew oskrzelowych, również w zastosowaniach klinicznych, co w rezultacie ułatwi postawienie diagnozy i skuteczne leczenie w różnych chorobach oskrzeli, np. chronicznej obturacyjnej chorobie płuc występującej u palaczy, lub astmie jednej z najbardziej rozpowszechnionych chorób na świecie. Chociaż proponowana metoda nie wydobywa tak samo dużej liczby gałęzi drzewa co najlepsze dotychczas znane rozwiązania segmentacji oskrzeli [16, 17], to jest od nich znacznie prostsza w implementacji i działa znacznie szybciej. Co więcej, proponowany algorytm może generować znacznie lepsze rezultaty (więcej wydobytych gałęzi drzewa) po wprowadzeniu prostych ulepszeń, nad czym właśnie pracujemy. Biorąc pod uwagę wszystkie rozważania przedstawione powyżej, należy zauważyć, że podstawowy cel niniejszej pracy – zbudowanie prostego koncepcyjnie i szybkiego algorytmu segmentacji działającego niezawodnie i nadającego się do zastosowań klinicznych, został osiągnięty.

Literatura

- [1] Hong L. *et al.*, *3D Virtual Colonoscopy*. [w:] M. Loew, N. Gershon (Eds), 1995 Biomedical Visualization, 1995, 26–33.
- [2] Do Yeon K., Jong Won P., *Virtual angioscopy for diagnosis of carotid artery stenosis*. Journal of KISS: Software and Applications, 30(9–10), 2003, 821–828.
- [3] Perchet D., Fetita C.I., Preteux F., *Advanced navigation tools for virtual bronchoscopy*. Proceedings of the SPIE The International Society for Optical Engineering, 5298(1), 147–58.
- [4] Fatt C.C., Kassim I., Lo C., Ng I., Keong K.C., *Volume Visualization for Surgical Planning System*. Journal of Mechanics in Medicine and Biology (JMMB) 7(1), 2007, 55–63.
- [5] Palagyi K., Tschirren J., Hoffman E.A., Sonka M., *Quantitative analysis of pulmonary airway tree structure*. Computers in Biology and Medicine, 36, 2006, 974–96.
- [6] Mori K. *et al.*, *Automated extraction and visualization of bronchus from 3D CT images of lung*. [w:] N. Ayache (Ed.), CVRMed 1995. LNCS, vol. 905, Springer, Heidelberg, 1995, 542–548.
- [7] Chiplunkar R., Reinhardt J.M., Hoffman E.A., *Segmentation and quantitation of the primary human airway tree*. SPIE Medical Imaging, 1997.
- [8] Tozaki T., Kawata Y., Niki N. *et al.*, *Pulmonary Organs Analysis for Differential Diagnosis Based on Thoracic Thin-section CT Images*. IEEE Transaction on Nuclear Science, 45, 1998, 3075–3082.
- [9] Law T.Y., Heng P.A., *Automated extraction of bronchus from 3D CT images of lung based on genetic algorithm and 3D region growing*. SPIE Proceedings on Medical Imaging, 2000, 906–916.
- [10] Pisupati C., Wolf L., Mitzner W., Zerhouni E., *Segmentation of 3D pulmonary trees using mathematical morphology*. [w:] Mathematical Morphology and Its Applications to Image and Signal Processing. Kluwer Academic Publishers, Boston, 1996, 409–416.
- [11] Preteux F., Fetita C.I., Grenier P., Capderou A., *Modeling, segmentation, and caliber estimation of bronchi in high-resolution computerized tomography*. Journal of Electronic Imaging, 8, 1999, 36–45.
- [12] Bilgen D., *Segmentation and analysis of the human airway tree from 3D X-ray CT images*. Master's thesis, 2000.
- [13] Park W., Hoffman E.A., Sonka M., *Segmentation of intrathoracic airway trees: a fuzzy logic approach*. IEEE Trans. on Medical Imaging, 17, 1998, 489–497.
- [14] Fetita C.I., Preteux F., *Quantitative 3D CT bronchography*. Proceedings IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, ISBI 2002.
- [15] Aktouf Z., Bertrand G., Perrotin L., *A three-dimensional holes closing algorithm*. Pattern Recognition Letters, 23(5), 2002, 523–531.
- [16] Tschirren J., Hoffman E.A., McLennan G., Sonka M.: *Intrathoracic Airway Trees: Segmentation and Airway Morphology Analysis from Low-Dose CT Scans*. IEEE Transactions on Medical Imaging, 24(12), 2005, 1529–1539.
- [17] Graham M.W., Gibbs J.D., Higgins W.E., *Robust system for human airwaytree segmentation*. [w:] Medical Imaging 2008: Image Processing, Proceedings of the SPIE, vol. 6914, 2008, 69141J–69141J–18.