

# Segmentacja trójwymiarowych obrazów ToF-SWI RM naczyń krwionośnych mózgu z wykorzystaniem filtracji wieloskalowej

Segmentation of 3D ToF-SWI MR brain vessels images by means of multiscale filtering

Michał Strzelecki<sup>1</sup>, Andrzej Materka<sup>1</sup>, Marek Kociński<sup>1</sup>, Adam Sankowski<sup>1</sup>, Grzegorz Dwojakowski<sup>1</sup>, Andreas Deistung<sup>2</sup>, Jürgen Reichenbach<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Instytut Elektroniki Politechniki Łódzkiej, ul. Wólczańska 211/215, 90-924 Łódź, tel. +48 (42) 631 26 31, e-mail: mstrzel@p.lodz.pl

<sup>2</sup> Friedrich Schiller University, Medical Physics Group, Philosophenweg 3, D-07743 Jena, Germany

## Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań dotyczących trójwymiarowych metod analizy obrazów 3D rezonansu magnetycznego naczyń krwionośnych mózgu. Scharakteryzowano sekwencje sygnałów skanera RM (rezonansu magnetycznego) wykorzystywane do uzyskania obrazów angiograficznych mózgu. Przedstawiono również wyniki segmentacji drzewa naczyń z wykorzystaniem filtracji wieloskalowej oraz elementów morfologii matematycznej. Przedstawiono kierunki przyszłych badań prowadzących do opracowania połączenia między analizą makro- i mikronaczyń, celem uzyskania dokładniejszych modeli układu krwionośnego.

**Słowa kluczowe:** segmentacja obrazów 3D, filtracja wieloskalowa, morfologia matematyczna, obrazy 3D ToF-SWI MR układu krwionośnego mózgu

## Abstract

The paper presents the analysis of 3D ToF-SWI magnetic resonance images of brain vessels. The MR (magnetic resonance) sequences of ToF (Time of Flight) and SWI (Susceptibility Weighted Imaging) used for acquisition of vasculature images, were characterized. The segmentation results of vessel images, based on multiscale filtering and mathematical morphology methods, were presented and discussed. Finally, more precise and accurate brain vasculature model, was introduced.

**Key words:** 3D image segmentation, multiscale filtering, mathematical morphology, 3D ToF-SWI MR images of brain vasculature

## Wprowadzenie

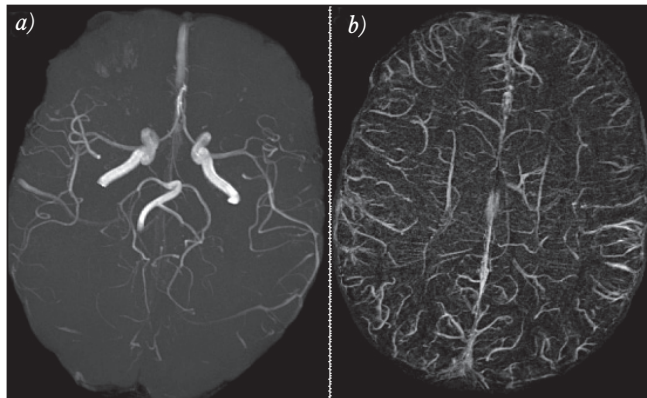
Celem segmentacji trójwymiarowych obrazów rezonansu magnetycznego (3D MRI) naczyń krwionośnych mózgu jest oddzielenie struktury naczyń krwionośnych od innych tkanek. Uzyskanie obrazu drzewa naczyń ma duże znaczenie we wspomaganie diagnostyki i terapii układu krwionośnego. Analiza takich obrazów zapewnia ilościowe i obiektywne informacje, m.in o objętości układu naczyń [1]. Uzyskany w wyniku takiej analizy model geometryczny pozwala wykryć i scharakteryzować patologiczne zmiany układu krwionośnego. Jednym z ważnych przykładów są choroby nowotworowe, w przypadku których analiza budowy naczyń w skali makro

i mikro jest istotna przy ocenie złośliwości guza [2]. Szczegółowe informacje o sieci naczyń są pomocne w planowaniu operacji chirurgicznych, przez lokalizację obszarów operacyjnych w odniesieniu do naczyń traktowanych jako znaczniki, jak również do rozpoznania zakrzepicy żył. Połączona z zaawansowanym przetwarzaniem obrazu technika angiografii rezonansu magnetycznego nie tylko pozwala wykryć zakrzep, ale także odróżnić go od niewielkich skupisk żył lub innych zmian patologicznych.

Wśród wielu metod segmentacji obrazów naczyń krwionośnych mózgu jedną z częściej stosowanych jest metoda zbiorów poziomicowych (*level-set*) [3-5]. Metoda ta zapewnia stosunkowo dokładne wyniki segmentacji, nawet w przypadku złożonych obrazów biomedycznych. Opis metod i ocenę dokładności segmentacji sztucznie wygenerowanych trójwymiarowych obrazów drzew naczyń krwionośnych oraz wyniki uzyskane dla obrazów naczyń krwionośnych mózgu ToF-SWI rezonansu magnetycznego przedstawiono w artykule [1]. Wadą metod zbiorów poziomicowych w przeciwieństwie do metod segmentacji wykorzystujących filtrację wieloskalową oraz morfologię matematyczną jest względnie długi czas analizy oraz konieczność doboru licznych parametrów związanych analityczną postacią funkcji zdefiniowanej w dziedzinie intensywności obrazu, która pozwala na znalezienie granicy między dwoma (lub więcej) obszarami obrazu [6-8]. Nakład obliczeniowy, potrzebny do uzyskania wyników z użyciem metody wykorzystującej elementy morfologii matematycznej, jest znacznie mniejszy niż w przypadku algorytmu *level-set*. Ponadto możliwe jest opracowanie metody automatycznego doboru parametrów w przypadku filtracji morfologicznej, co eliminuje potrzebę ręcznego ich ustalania oraz przyspiesza i upraszcza przeprowadzenie segmentacji. W przypadku metod filtracji wieloskalowej można wyznaczyć naczynia o określonej średnicy, z pominięciem naczyń o innych przekrojach. Nakłady obliczeniowe tej metody lokują ją pomiędzy metodami zbiorów poziomicowych a morfologią matematyczną.

## Metody akwizycji obrazów 3D naczyń krwionośnych mózgu

Rezonans magnetyczny (RM) jest metodą diagnostyki obrazowej, która nie wykorzystuje promieniowania jonizującego, jednak zapewnia właściwy kontrast tkanek miękkich. Do podstawowych metod angiografii rezonansu magnetycznego (*Magnetic Resonance Angiography* – MRA), pozwalających na obrazowanie 3D układu krwionośnego mózgu, należy angiografia ToF (*Time of Flight*) [9]. Metoda ta wykorzystuje wzmocnienie sygnału wywołanego przepływem. Poprawę



Rys. 1 Wynik zastosowania naczyniowej sekwencji obrazowania dla zdrowego ochotnika; obraz naczyń krwionośnych o dużych średnicach, sekwencja ToF-SWI (rozmiar woksela =  $0,45 \times 0,45 \times 1,2 \text{ mm}^3$ , macierz =  $512 \times 352 \times 48$ ). Projekcja maksymalnej intensywności MIP obrazu 3D ToF-MRA (a) pokazane dominujące tętnice, (b) przetworzony obraz SWI, zawierający żyły

kontrastu naczyń otrzymuje się w wyniku działania impulsów transferu magnetyzacji, które w tomografie z magnesem trwałym o indukcji 3T są generowane tylko w celu pomiaru wektorów danych zlokalizowanych w ograniczonej części przestrzeni  $k$ , w celu zmniejszenia efektu nagrzewania tkanek w wyniku oddziaływania pola elektromagnetycznego wielkiej częstotliwości [10]. Trójwymiarowy obraz ToF jest zwykle mierzony w czasie krótszym niż 10 min, przy objętości woksela rzędu  $0,7 \text{ mm}^3$  [9]. Angiografia ToF może być zastosowana do zobrazowania żył. Jednakże ze względu na mniejszą prędkość przepływu krwi w żyłach w porównaniu z tętnicami technika ta nie pozwala na uwidocznienie cienkich naczyń żylnych.

Inną metodą MRA jest obrazowanie zależne od podatności magnetycznej SWI (*Susceptibility Weighted Imaging*). Technika ta, oznaczona akronimem BOLD (*Blood Oxygen Level Dependent*), zależy od natlenienia krwi oraz wykorzystuje amplitudę oraz fazę obrazów 3D echa gradientowego dużej rozdzielczości, ze skompensowanym efektem przepływu [11]. Duża rozdzielczość przestrzenna zmniejsza wrażliwość techniki BOLD na nierównomierności pola statycznego (tła obrazu), ale utrzymuje, a nawet zwiększa wrażliwość na efekt częściowego wypełnienia woksela (*Partial Volume Effects*), co lepiej uwidocznia małe naczynia żyłne na tle otaczających tkanek – w wyniku różnic podatności magnetycznej. Główną zaletą tej metody to możliwość zobrazowania naczyń żylnych o średnicy większej niż  $200 \mu\text{m}$ , bez użycia środka cieniującego, przy czasie pomiaru rzędu 10 min dla zobrazowania naczyń całego mózgu [12]. Przykłady obrazów naczyń uzyskanych tymi metodami ToF oraz SWI pokazano na rys. 1.

W pracy analizowano obrazy uzyskane metodą łączącą techniki ToF i SWI, opracowaną na Uniwersytecie w Jenie. Pozwala ona uzyskać obrazy żył i tętnic z wykorzystaniem pojedynczej sekwencji ToF-SWI [13]. W wyniku segmentacji takich obrazów można uzyskać kompletny model naczyń krwionośnych mózgu, bez konieczności dopasowywania niezależnie uzyskanych obrazów tętnic i żył oraz stosowania środka cieniującego. Zastosowanie równoległych technik akwizycji obrazów MRI do metod ToF oraz SWI pozwala na znaczną redukcję czasu akwizycji, do kilku minut na obraz.

## Wykorzystane algorytmy segmentacji

W pracy zbadano skuteczność algorytmów segmentacji naczyń krwionośnych bazujących na analizie wieloskalowej ba-

danych obrazów. Istnieje wiele metod wykorzystujących różnicę w intensywności obrazu pomiędzy naczyniami krwionośnymi a otaczającą je tkanką [6, 7, 14]. Wspólną cechą większości z nich jest wyznaczenie macierzy pochodnych cząstkowych drugiego rzędu (hesjanu,  $H_{x,y,z}$ ) w każdym wokselu obrazu 3D. Właściwości tej macierzy, takie jak wartości własne ( $\lambda_i$  gdzie  $i=\{1,2,3\}$ ) i wektory własne ( $e_i$  gdzie  $i=\{1,2,3\}$ ) określają kierunek naczynia krwionośnego w przestrzeni 3D, a tym samym w trójwymiarowym obrazie. W każdej metodzie zaproponowano odpowiednią miarę unaczynienia, bazując na obliczonych wartościach własnych. Na podstawie tej miary dokonywana jest klasyfikacja poszczególnych wokseli do klasy naczyń krwionośnych lub do otaczających je tkanek. Poniżej przedstawiono dwie wybrane miary zaproponowane w pracach Frangio (1) i Sato (2) [6, 7], gdzie:

$$v_f = \left( 1 - \exp \left( - \frac{\left( \frac{\lambda_2(x,y,z)}{\lambda_3(x,y,z)} \right)^2}{2 \cdot \alpha^2} \right) \right) \cdot \exp \left( - \frac{\left( \frac{|\lambda_1(x,y,z)|}{\sqrt{|\lambda_2(x,y,z)| \cdot |\lambda_3(x,y,z)|}} \right)^2}{2 \cdot \beta^2} \right) \cdot \left( 1 - \exp \left( - \frac{SF(x,y,z)}{2 \cdot c^2} \right) \right) \quad (1)$$

$\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  – wartości własne macierzy hesjanu obliczonej w każdym wokselu,

$\alpha, \beta, c$  – dobrane eksperymentalnie parametry filtracji,

SF – norma Forbeniusa hesjanu.

$$f(\lambda_1, \lambda_c) = \begin{cases} \exp \left( - \frac{\lambda_1^2}{2(\alpha \lambda_c)^2} \right) & \lambda_1 \leq 0, \lambda_c \neq 0 \\ \exp \left( - \frac{\lambda_1^2}{2(\alpha \lambda_c)^2} \right) & \lambda_1 > 0, \lambda_c \neq 0 \\ 0 & \lambda_c = 0 \end{cases} \quad (2)$$

gdzie:

$\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  – wartości własne macierzy hesjanu obliczonej w każdym wokselu,

$\alpha_1, \alpha_2$  – dobrane eksperymentalnie parametry filtracji,

$\lambda_c = \min(-\lambda_2, -\lambda_3)$ .

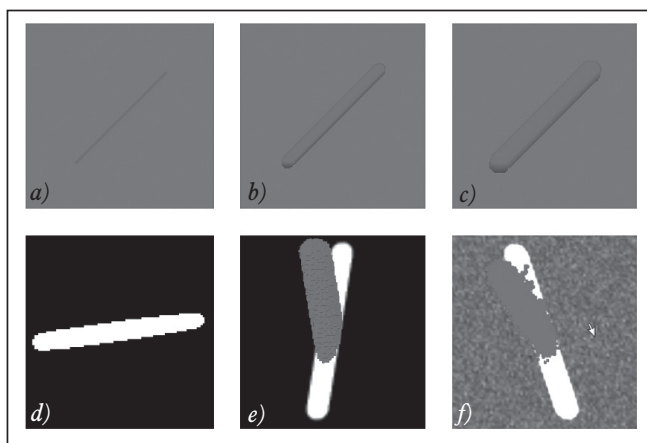
Ponieważ dane RM zawierają obszary naczyń krwionośnych o różnych średnicach, konieczne jest wydzielenie obszarów naczyń o możliwie szerokim zakresie średnic. W praktyce przed obliczeniem macierzy hesjanu stosuje się filtrację Gaussa o różnej wartości parametru  $\sigma$ , co daje możliwość zwiększenia kontrastu naczyń krwionośnych o ustalonych grubościach. Ostateczną postacią miary unaczynienia tworzy projekcja maksymalnej jasności wyników filtracji dla wszystkich wartości parametru  $\sigma$  (wzory (3),(4)). Cały proces nosi nazwę filtracji wieloskalowej.

$$v_f(\gamma) = \max_{s_{\min} \leq s \leq s_{\max}} v_f(s, \gamma) \quad (3)$$

$$f(\gamma) = \max_{s_{\min} \leq s \leq s_{\max}} f(s, \gamma) \quad (4)$$

Kolejną fazą segmentacji, której celem jest analiza ilościowa lub/i wizualizacja naczyń odwzorowanych w obrazach, jest binaryzacja. Kluczowym zagadnieniem w tym procesie jest odpowiedni dobór wartości progów.

Miarę unaczynienia zaproponowaną przez Sato wyznaczono dla rzeczywistych obrazów 3D MR naczyń krwionośnych ludzkiego mózgu. Obrazy te uzyskano, stosując sekwencję ToF-SWI: TE1/TE2/TR/FA/BW1/BW2 =  $3,42 \text{ ms}/25 \text{ ms}/42 \text{ ms}/20^\circ \text{ TONE}/271 \text{ Hz/px}/78 \text{ Hz/px}$ , bez zastosowania środka cieniującego [15]. Do określenia dokładności miary Frangio wykorzystano cyfrowe fantomy w kształcie walców o różnych średnicach  $D = \{1,2,4,6,8,10\}$  wokseli i stałej długości  $L = 80$  wokseli.



Rys. 2 Przykłady obrazów fantomów cyfrowych 3D. Walce o jednakowej długości ( $L=80$  wokseli), kątach azymutu i elewacji ( $45^\circ$ ,  $45^\circ$ ) i różnych średnicach  $D=\{1,6,10\}$  (a,b,c) oraz obrazy rastrowe (MIP) walca o średnicy  $D=10$ . Obraz rastrowy (d), obraz rastrowy z zrekonstruowanym walcem (e), obraz rastrowy z dodanym szumem Gaussa  $\sigma=3$  i zrekonstruowanym walcem

Każdy wałek zakończony był półkulą (rys. 2). Dla wałków o zadanej średnicy wygenerowano po 10 losowo usytuowanych w przestrzeni 3D fantomów. Wektorowo opisane obiekty skwantowano do postaci trójwymiarowych obrazów cyfrowych. Jasność każdego woksela była proporcjonalna do objętości fragmentu walca w nim zawartego. Do obrazów rastrowych dodano szum Gaussa o odchyleniu standardowym  $\sigma=1$  i  $\sigma=3$ . Rozmiar obrazów wynosił  $100 \times 100 \times 100$  wokseli. Podczas oceny dokładności algorytmów segmentacji wałków zastosowano współczynnik Jaccarda (J), zdefiniowany następującym wzorem:

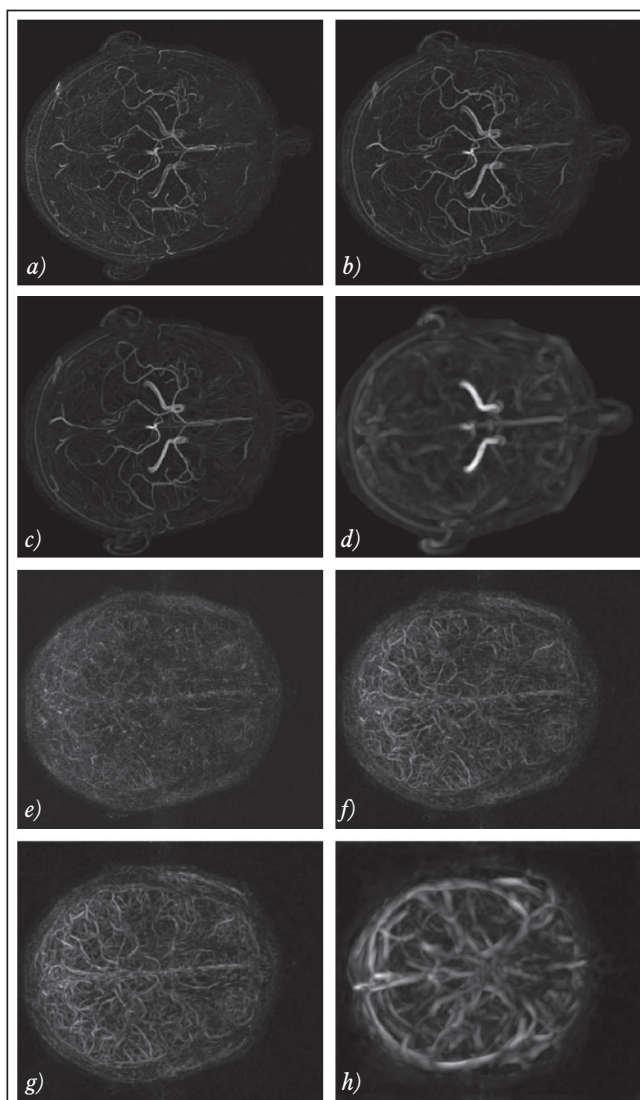
$$J = \frac{\#(V_E \cap V_S)}{\#(V_E \cup V_S)} \quad (5)$$

gdzie  $V_E$  jest zbiorem wokseli binarnego (niezakłóconego) obrazu walca, natomiast  $V_S$  jest zbiorem wokseli po segmentacji obrazu walca lub drzewa naczyń, z dodanym szumem, zaś  $\#$  oznacza liczbę elementów zbioru.

W metodzie wykorzystującej morfologię matematyczną do wstępnego przetwarzania obrazu wykorzystano filtrację morfologiczną *White Top Hat* [16]. W wyniku tej filtracji wyeksponowane zostają najjaśniejsze obszary obrazu (odpowiadające fragmentom sieci naczyń), pozostałe ulegają przyciemnieniu. Następnie do detekcji sieci naczyń wykorzystuje się rozrost obszaru. Operacja ta realizowana w skali szarości pozwala łączyć ze sobą sąsiednie woksle obrazu o takiej samej lub podobnej jasności. Punkt startowy rozrostu obszaru uzyskuje się przez znalezienie woksela o maksymalnej jasności w prostopadłościanie umieszczonym w środkowej części obrazu. W ten sposób zapewnia się przynależność punktu startowego do sieci naczyń, a nie do tkanek przyczaszkowych zlokalizowanych przy brzegach obrazu. Dołączanie kolejnych wokseli odbywa się na podstawie ustalonych wartości progów definiujących dopuszczalny zakres zmian jasności wokseli w stosunku do jasności punktu startowego. Dobór wartości progowych jest jednym z kluczowych parametrów metody i decyduje w znacznym stopniu o dokładności przeprowadzonej segmentacji. Dokładny opis tej metody przedstawiono w [17].

## Wyniki i dyskusja

Wyniki wstępnego przetwarzania obrazów z sekwencji ToF-SWI przedstawiono na rys. 3. Zilustrowano obrazy projekcji maksymalnej jasności (*Maximum Intensity Projection*

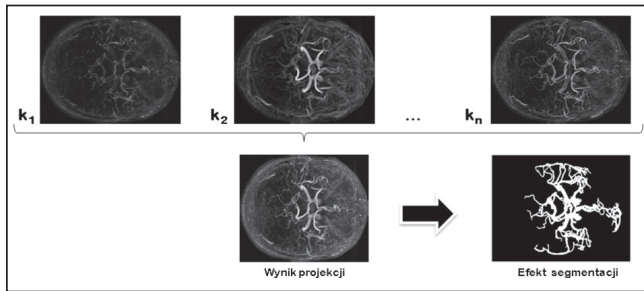


Rys. 3. Wynik filtracji obrazów ToF (tętnice – (a, b, c, d)) oraz SWI (żyły – (e, f, g, h)) metodą Sato. Wyniki dla poszczególnych skal  $\sigma=0,5$  (a, e),  $0,8$  (b, f),  $\sigma=1,0$  (c, g),  $\sigma=3,0$  (d, h)

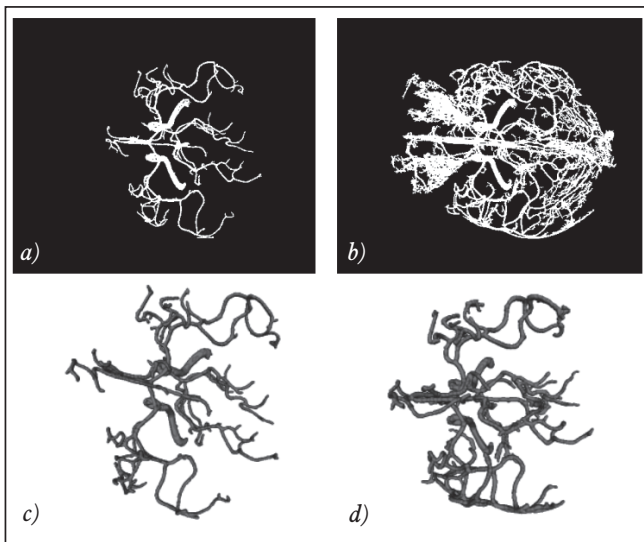
– MIP) dla wybranych skal. W tym przypadku do tętnic (ToF) oraz żył (SWI) zastosowano miarę unaczynienia zaproponowaną przez Sato.

Obrazy wynikowe przedstawiają uwidocznione jasne struktury na ciemnym tle. Jak można zaobserwować, obszar przedstawiający tkankę otaczającą naczynia krwionośne został wytłumiony, podczas gdy naczynia krwionośne zostały rozjaśnione. Niestety wynik filtracji przedstawia wszystkie długie obiekty walcowate, również takie, jak kości czaszki, oczodoły czy nawet nos. Zatem, kluczowym zagadnieniem jest zminimalizowanie występowania niechcianych obiektów, a jednocześnie miarodajne odwzorowanie naczyń krwionośnych o szerokim zakresie średnic. Zaproponowano projekcję maksymalnej jasności, w której obrazy wynikowe zawierające miarę unaczynienia dla odpowiedniej skali  $\sigma$  są odwziewiedlane z odpowiednimi wagami  $k_i$ , gdzie  $i \in \{1 \dots n\}$  (rys. 4). Obrazom zawierającym informacje o cienkich naczyniach, nadawane są współczynniki  $k_i$  o większych wartościach. Dzięki temu uzyskuje się lepsze odwzorowanie drobnych naczyń, nie tracąc jednocześnie informacji o szerokich gałęziach układu krwionośnego.

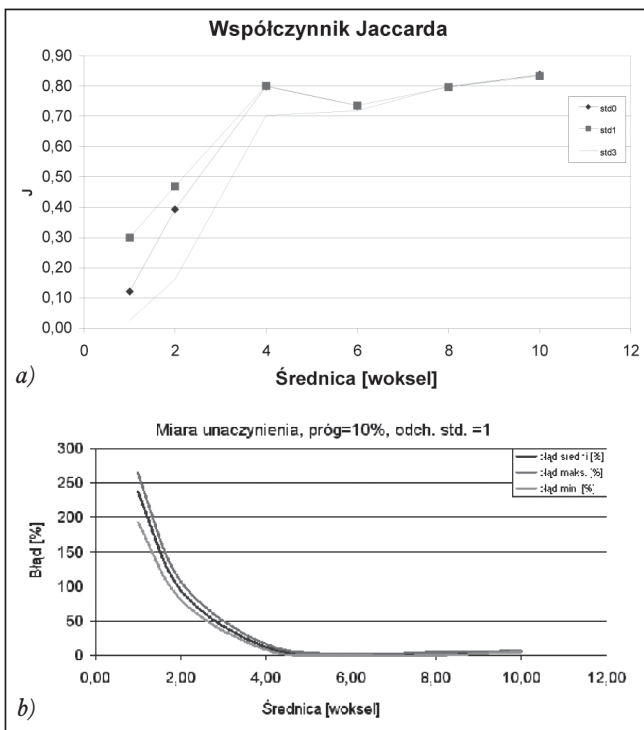
Etapem poprzedzającym rekonstrukcję wydzielonych tętniczych i żylnych naczyń krwionośnych jest progowanie. Odpowiednio dobrana globalna wartość progów określa liczbę



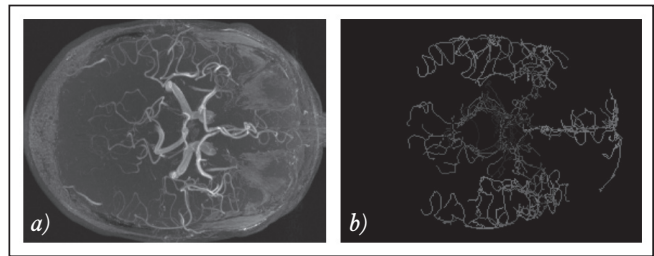
Rys. 4 Schemat tworzenia obrazu wynikowego na podstawie rzutowania maksymalnej jasności z różnymi wagami  $k$  dla obrazów filtracji z różną wartością parametru  $\sigma$



Rys. 5 Obrazy MIP dla różnych wartości skal i progu  $\sigma=0,5$ ,  $\text{próg}=25$  (a),  $\sigma=0,5$ ,  $\text{próg}=50$  (b)  $\sigma=0,5$ ,  $\text{próg}=25$  (c),  $\sigma=0,5$ ,  $\text{próg}=30$  (d)



Rys. 6 Rozkład wartości współczynnika Jaccarda dla wszystkich rodzajów szumów (a) i procentowego błędu obliczenia pojemności walców w zależności od średnicy walca. Przykładowy wykres dla szumu o odchyleniu standardowym równym 1,0 (b)



Rys. 7 Obraz ToF MR naczyń mózgu, przekrój osiowy, projekcja MIP (a). Obraz szkieletu tętnic (projekcja MIP), uzyskany na podstawie metody wykorzystującej morfologię matematyczną (b)

wokseli zaliczonych do układu krwionośnego. Rys. 4 przedstawia obrazy o różnych wartościach tego parametru oraz zrekonstruowane modele geometryczne drzew naczyń krwionośnych.

Segmentacja pojedynczych walców o różnych średnicach i losowym usytuowaniu w scenie 3D została przeprowadzona według algorytmu zaproponowanego przez Frangię (rys. 5). Również w tym przypadku wykonano segmentację dla kilku różnych wartości współczynnika skal. Obliczono współczynnik Jaccarda dla obrazów z szumem Gaussa oraz bez szumu. Oszacowano również procentowy błąd wyznaczenia objętości (rys. 6).

Na rys. 7 pokazano wyniki obrazu ToF z użyciem metody wykorzystującej operacje morfologiczne. Uzyskany model naczyń krwionośnych obejmuje poprawnie wykryte tętnice bez innych tkanek mózgu, np. bruzdy międzyczaszkowej.

## Podsumowanie

W artykule przedstawiono wyniki segmentacji obrazów 3D ToF-SWI MR naczyń krwionośnych mózgu, uzyskując modele 3D drzew żył i tętnic. Wyniki te uzyskano w wyniku zastosowania do segmentacji metod wykorzystujących filtrację wieloskalową oraz morfologię matematyczną. Obydwie grupy metod są skuteczne w detekcji obszarów naczyń. Metody segmentacji wieloskalowej w odniesieniu do algorytmów *level-set* są mniej czasochłonne. Czas trwania pełnej segmentacji jest uzależniony od liczby zastosowanych współczynników skali. Do najwrażliwszych elementów algorytmów filtracji wieloskalowej należą odpowiedni dobór liczby i wartości tych współczynników oraz wartości progu w procesie binaryzacji. Metoda wykorzystująca elementy morfologii matematycznej wymaga najmniejszych nakładów obliczeniowych, zapewniając przy tym stosunkowo poprawne wyniki segmentacji naczyń.

Dalsza współpraca między zespołem badawczym z Instytutu Elektroniki Politechniki Łódzkiej oraz naukowcami ze Szpitala Uniwersyteckiego w Jenie będzie dotyczyła m.in. opracowania połączenia między analizą makro- i mikronaczyń. Do ilościowego opisu naczyń w skali mikro, kapilar i wymiany płynów z tkankami na końcach drzewa szerokich naczyń zostanie zbudowana syntetyczna sieć naczyń cieńszych. Tak rozbudowane drzewa będą badane (m.in. za pomocą analizy tekstury ich obrazów), w celu określenia związków między właściwościami drzew syntetycznych a zmierzonymi rozmiarami naczyń. ■

## Literatura

1. M. Strzelecki, A. Materka, M. Kociński, P. Szczypiński, A. Deistung, J. Reichenbach: *Ocena metody zbiorów poziomowych w zastosowaniu do segmentacji trójwymiarowych obrazów fantomów cyfrowych oraz obrazów naczyń krwionośnych mózgu ToF-SWI rezonansu magnetycznego*, Inżynieria

Biomedyczna – Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 16, 2010, s. 167-172.

2. E. Bullitt, D.A. Reardon, J.K. Smith: *A review of micro- and macrovascular analyses in the assessment of tumor-associated vasculature as visualized by MR*, Neuroimage, vol. 37, 2007, s. 116-119.
3. C. Kirbas, F. Quek: *A review of vessel extraction techniques and algorithms*, ACM Computing Surveys, vol. 36(2), 2004, s. 81-121.
4. J. Suri, K. Liu, L. Reden, S. Laxminarayan: *A review on MR vascular image processing algorithms: acquisition and pre-filtering: Part I & II*, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 6(4), 2002, s. 324-337, 338-360.
5. R. Manniesing, B.K. Velthuis, M.S. van Leeuwen, I.C. van der Schaaf, P.J. van Laar, W.J. Niessen: *Level set based cerebral vasculature segmentation and diameter quantification in CT angiography*, Medical Image Analysis, vol. 10, 2006, s. 200-214.
6. F. Frangi, W.J. Niessen, K.L. Vincken, M. A. Viergever: *Multiscale vessel enhancement filtering*, Proc. of MICCAI 1998, 1998, s. 130-137.
7. Y. Sato, S. Nakajima, H. Atsumi, T. Koller, G. Gerig, S. Yoshida, R. Kikinis: *3D multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in Medical Image*, 1997, <http://www.spl.harvard.edu/archive/spl-pre2007/pages/papers/yoshi/cr.html>.
8. N. Passat, C. Ronse, J. Baruthio, J.P. Armspach: *Automatic parameterization of grey-level hit-or-miss operators for brain vessel segmentation*, Proc. of ICASSP, vol. 2, 2005, s. 737-740.
9. M.A. Bernstein, J. Huston, C. Lin, G. F. Gibbs, J.P. Felmlee: *High-resolution intracranial and cervical MRA at 3.0T: technical considerations and initial experience*, Magn Reson Med, vol. 46(5), 2001, s. 955-962.
10. C. Lin, M.A. Bernstein, G.F. Gibbs, J. Huston: *Reduction of RF power for magnetization transfer with optimized application of RF pulses in k-space*, Magn Reson Med, vol. 50(1), 2003, s. 114-121.
11. J.R. Reichenbach, E.M. Haacke: *High resolution BOLD venographic imaging: A window into brain function*, NMR Biomed, vol. 14(7-8), 2001, s. 453-467.
12. J.R. Reichenbach, M. Essig, E.M. Haacke, B.C. Lee, C. Przetak, W.A. Kaiser, L.R. Schad: *High-resolution venography of the brain using magnetic resonance imaging*, MAGMA, vol. 6, 1998, s. 62-69.
13. A. Deistung, E. Ditttrich, J. Sedlacek, A. Rauscher, J. Reichenbach: *ToF-SWI: simultaneous time of flight and fully compensated susceptibility weighted imaging*, Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 29(6), 2009, s. 1478-1484.
14. R. Manniesing, M.A. Viergever, W.J. Niessen: *Vessel enhancing diffusion. A scale space representation of vessel structures*, Medical Image Analysis, vol. 10, 2006, s. 815-825.
15. A. Deistung, E. Ditttrich, J. Sedlacik, A. Rauscher, J. Reichenbach: *ToF-SWI: A dual-echo sequence for simultaneous time-of flight angiography and susceptibility weighted imaging*, Proc. of 17th Scientific Meeting, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2009, s. 2650.
16. J.C. Russ: *The image processing handbook*, 5th edn, CRC, USA, 2006.
17. M. Kociński, A. Materka, A. Sankowski, G. Dwojakowski, A. Deistung, J. Reichenbach: *Segmentacja naczyń krwionośnych mózgu odwzorowanych w obrazach tomograficznych MRI*, materiały VI Sympozjum Naukowego TPO 2010, Serock, 18-20 listopada 2010, w druku.

otrzymano / received: 12.05.2010 r.  
zaakceptowano / accepted: 10.08.2010 r.