

AUTOMATYCZNA DETEKcja ELEMENTÓW ASYMETRII W DYNAMICZNYCH MAPACH CBF PERFUZJI MÓZGOWEJ

STRESZCZENIE

W artykule zaprezentowano nowy algorytm pozwalający na detekcję asymetrii na dynamicznych mapach perfuzji mózgowej CBF. W pierwszym etapie algorytm dokonuje detekcji osi symetrii obrazowania przechodzącej pomiędzy półkulami mózgowymi. W drugim etapie algorytm ocenia stopień asymetrii przepływu krwi w obrazowaniu poprzez detekcję regionów o różnym przepływie w obu półkulach mózgowych. Algorytm został przetestowany na 28 obrazowaniach perfuzyjnych, wśród których znajdowały się zarówno przypadki z nieprawidłowości w przepływie krwi mózgowej, jak i przypadki bez anomalii przepływu. Omówiony został również sposób pomiaru ilości krwi przepływającej przez mózg przy użyciu niedyfundującego wskaźnika w oparciu o konwolucyjny model Meiera–Zierlera oraz sposób konstrukcji map CBF, CBV, MTT i TTP.

Słowa kluczowe: dynamiczna perfuzja CT, detekcja asymetrii, konwolucyjny model Meiera–Zierlera, dynamiczna perfuzja, mapy perfuzji, CBF

AUTOMATIC DETECTION OF ASYMMETRY ELEMENTS IN DYNAMIC CBF BRAIN PERFUSION MAPS

This paper presents a new algorithm that enables detection of asymmetry in dynamic CBF perfusion maps. In the first stage of the algorithm detection of symmetry axis of image (between left and right hemisphere) is performed. In the second stage the level of asymmetry in cerebral blood flow is measured by detection of regions with different perfusion in both brain hemispheres. The algorithm was tested on a set of 28 different images showing or not cerebral blood flow anomalies. The paper also describes the method for estimating cerebral blood flow with a non diffusing contrast agent based on the Meier–Zierler convolution model as well as CBF, CBV, MTT and TTP perfusion maps.

Keywords: dynamic CT perfusion, asymmetry detection, Meier–Zierler convolution model, dynamic perfusion, perfusion maps, CBF

1. WPROWADZENIE

Badanie dynamicznej perfuzji CT/MR jest nowoczesną i szeroko stosowaną w neuroradiologii techniką oceny regionalnego lub całkowitego przepływu krwi w jednostce czasu. Obrazowanie perfuzji mózgowej nabiera coraz większego znaczenia w diagnostyce urazów głowy, padaczki oraz chorób naczyniopochodnych mózgowia w tym szczególnie udarów mózgu [13, 18, 8, 20, 21, 22, 23]. Badanie p-CT pozwala na rozpoznanie zmian strukturalnych w przebiegu niedokrwienia, a także na zróżnicowanie udaru niedokrwiennego mózgu z krwotocznym. W wysoko uprzemysłowionych krajach zachodnich udar mózgu jest trzecią co do częstości przyczyną śmierci (po zawale serca i nowotworach złośliwych) oraz najczęstszą przyczyną w starszym wieku [24], dlatego pojawia się konieczność jego szybkiego diagnozowania oraz ustalenia przyczyny jego wystąpienia (ze względu na różne metody leczenia i wąski przedział czasu, w którym można je zastosować).

Komercyjne oprogramowanie wykorzystywane w szpitalach w celu generacji map perfuzji mózgowej (takie jak np. Syngo Neuro Perfusion CT firmy Siemens) nie posiada mechanizmów pozwalających na automatyczną detekcję anomalii widocznych na takich mapach. Niniejsza publikacja przedstawia nową metodę detekcji potencjalnych zmian chorobowych, które mogą zostać uwidocznione na mapie

mózgowego przepływu krwi (CBF – cerebral blood flow). Mimo określenia norm ilościowych dla poszczególnych parametrów perfuzji zaleca się stosowanie diagnostyki opartej na ocenie wartości względnych uzyskanych na podstawie analizy porównawczej symetrycznych obszarów zainteresowań (ROI – region of interests) z obu półkul mózgowych uwidacznianych na poddawanych analizie obrazowaniach [13].

Opracowaną przez autora metodę detekcji potencjalnych zmian chorobowych można podzielić na dwa etapy:

- 1) Detekcję osi symetrii obrazowania przechodzącej pomiędzy półkulami mózgowymi.
- 2) Algorytm oceniający stopień asymetrii przepływu krwi w obrazowaniu poprzez detekcję regionów o różnym przepływie dla każdej półkuli mózgowej.

Przedstawiony w dalszej części algorytm opiera się w dużej mierze na przekształceniach morfologii matematycznej (*mathematical morphology*), która jest obecnie powszechnie używanym narzędziem w technikach analizy obrazu [1]. Stosuje się ją zarówno w wypadku obrazowań medycznych, jak i w inżynierii materiałów [2] oraz innych dziedzinach [3]. Algorytmy opisane w publikacji zostały zaimplementowane w środowisku Matlab przy wykorzystaniu pakietu Imaging processing toolbox [11] oraz bibliotek matematycznych [10]. Przedmiotem analizy jest 28 różnych

* Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie, Katedra Automatyki

zobrazowań perfuzyjnych CBF pochodzących od 8 pacjentów. Mapy zostały wygenerowane za pomocą programu Syngo Neuro Perfusion CT firmy Siemens [12].

2. GENEROWANIE MAP PERFUZJI MÓZGOWEJ

W celu wyznaczenia dynamicznych map perfuzji CT/MR najczęściej [13] wykorzystuje się matematyczny model stworzony przez Paula Meiera i Kennetha L. Zierlera. W badaniach radiologicznych materiał kontrastowy jest wstrzykiwany do krwiobiegu relatywnie szybko (*impulse injection*), a masa kontrastu pozostająca w sieci kapilarnej w miarę upływu czasu jest mierzona za pomocą skanera CT. Pomiar polega na rejestrowaniu krzywej wzmocnienia kontrastowego (*time density curve* – TDC, również *time intensity curve* – TIC) dla tętnic i tkanek wchodzących w skład mózgu. W modelu Meiera–Zierlera wprowadza się dodatkowo funkcję, która opisuje zawartość kontrastu w tkankach mózgu w zależności od czasu – tak zwaną impulsową funkcją residuum (*impulse residue function* – IRF).

Wartości dla poszczególnych pikseli mapy TTP (*Time to peak*) wyznaczane są jako maksima z krzywych TDC. Wygenerowanie tej mapy nie wymaga więc złożonych obliczeń.

Znajomość impulsowej funkcji residuum pozwala na obliczenie MTT (*Mean time transit* – średni czas przejścia)

zgodnie z następującym podanym przez Zierlera [6] wzorem

$$MTT = \frac{\int_0^{\infty} R(t)dt}{R_{\max}} \quad (1)$$

gdzie R_{\max} jest maksymalną wartością krzywej $R(t)$.

Bezpośrednie otrzymanie wartości funkcji $R(t)$ nie jest możliwe, ponieważ trudno jest dokładnie i bezwzględnie zidentyfikować tętnice zasilające poszczególne regiony mózgu. Zamiast tego pacjentowi podawany jest materiał kontrastowy, który pozostaje w sieci kapilarnej i może zostać zmierzony za pomocą skanera CT. Dzięki temu możemy również bezpośrednio dokonać pomiaru masy kontrastu w tkance ($Q(t)$). Jeżeli przepływ krwi jest stały i wzmocnienie kontrastowe krwi tętniczej jest liniowo zależne od koncentracji kontrastu, możemy zastosować model Meiera–Zielera

$$Q(t) = CBF \cdot [C_A(t) \otimes R(t)] \quad (2)$$

gdzie $Q(t)$ i $C_A(t)$ są wzmocnieniami kontrastowymi tkanek i tętnic (mogą zostać odczytane bezpośrednio ze zdjęć CT/MR), a \otimes oznacza operator konwolucji (splotu).

Tabela 1. Oznaczenia przyjęte w opisie algorytmu (na podstawie notacji przyjętej w [1])

Oznaczenie operacji w algorytmie	Opis działania operacji
$A := B$	Przypisanie A do B
I	Zobrazowanie binarne
$I(x, y)$	Wartość piksela zobrazowania binarnego o współrzędnych (x, y)
i	Zobrazowanie w odcieniach szarości
$i(x, y)$	Wartość piksela zobrazowania w odcieniach szarości o współrzędnych (x, y)
a	Mapa asymetrii CBF
$a(x, y)$	Wartość piksela mapy asymetrii o współrzędnych (x, y)
$Floor$	Zwraca liczbę całkowitą, mniejszą lub równą od podanego argumentu
$Fill$	„Zalanie otworów” występujących w zobrazowaniu binarnym
$Label$	Stworzenie obrazu indeksowanego, każdemu z obszarów występujących na obrazie nadawany jest inny indeks (kolor)
Bin_X	Binaryzacja z dolnym progiem X .
$I \ominus E_X$	Erozja pseudokołowym elementem strukturalnym E o średnicy X
$I \oplus E_X$	Dylatacja pseudokołowym elementem strukturalnym E o średnicy X
$I \circ E_X$	Otwarcie pseudokołowym elementem strukturalnym E o średnicy X
$I \bullet E_X$	Zamknięcie pseudokołowym elementem strukturalnym E o średnicy X
$Med_{Y \times Y}$	Filtr medianowy o rozmiarze $Y \times Y$
$A \cap B$	Iloczyn logiczny obrazów A i B
$A \cup B$	Suma logiczna obrazów
\bar{I}	Lustrzane odbicie obrazu I względem pionowej osi symetrii

Zgodnie z wnioskami wysuniętymi przez Axela [7] objętość krwi przepływającej przez sieć kapilarną (CBV) może zostać policzona jako iloraz obszarów:

$$CBV = \frac{\int_0^{\infty} Q(t)dt}{\int_0^{\infty} C_A(t)dt} \quad (3)$$

Ostatecznie wartość CBF może obliczona jako:

$$CBF = \frac{CBV}{MTT} = \frac{R_{\max} \cdot \int_0^{\infty} Q(t)dt}{\int_0^{\infty} R(t)dt \cdot \int_0^{\infty} C_A(t)dt} \quad (4)$$

Ponieważ koncentracja kontrastu w tkankach $Q(t)$ jest związana z ilością kontrastu w tętnicach $C_A(t)$ i impulsową funkcją residuum $R(t)$ zgodnie z równaniem (2), zatem konieczne jest wyliczenie wartości $R(t)$ poprzez dekonwolucję. Najczęściej [8, 9, 14, 15, 16] można spotkać się z rozwiązaniem sprowadzającym problem do równania macierzowego, które następnie rozwiązywane jest metodą rozkładu na wartości osobliwe (*singular value decomposition*, SVD).

Otrzymane w ten sposób wartości wykorzystywane są następnie do stworzenia odpowiedniej mapy perfuzji (osobnej dla TTP, CBF, CBV i MTT). Każdy piksel na mapie odpowiada wartości odpowiedniego parametru perfuzji w danym punkcie. Zazwyczaj mapy są zobrazowaniami o rozmiarze 512×512 pikseli w odcieniach szarości (format DICOM, tak więc możliwa jest oczywiście większa liczba odcienia niż 256). Stosowane w opisie algorytmów oznaczenia zawarte są tabeli 1.

3. DETEKCJA OSI SYMETRII

Analizując zobrazowania CBF, można zauważyć, że głowa pacjenta na nich uwidaczniana jest odchylona o pewien kąt od podłoża (oś symetrii mózgu nie jest całkowicie prostopadła do osi OX). W celu dokonania analizy asymetrii obrazów CBF należy zatem najpierw określić oś dzielącą półkulę mózgową (nazywaną w dalszej części publikacji „osią symetrii”). Niestety oś symetrii obrazu nie zawsze pokrywa się z osią dzielącą półkulę mózgową, co jest dodatkowym utrudnieniem.

W praktyce diagnostycznej określenie osi symetrii zazwyczaj dokonywane jest manualnie (tak jak np. w [12]). Trudność z automatyzacją wykrywania osi wynika z faktu, że badania perfuzyjne CT wykonuje się w różnych płaszczyznach poprzecznych mózgu, stąd w zasadzie nie można poczynić żadnych ogólnych założeń co do kształtu otrzymanego zobrazowania. W znacznym stopniu utrudnia to zastosowanie strukturalnych metod analizy obrazu, które zazwyczaj bardzo dobrze sprawdzają się przy opisie różnorodnych zobrazowań medycznych [5].

Opracowana metoda detekcji osi symetrii zobrazowania CBF opiera się na pewnym spostrzeżeniu. Jeżeli ciało jest jednorodne, to jego środek masy pokrywa się z środkiem objętości [17]. Jeśli ciało ma oś symetrii, to przechodzi ona przez środek objętości, czyli jeżeli ciało ma oś symetrii i jest jednorodne, to oś symetrii przechodzi przez środek masy. Oznacza to, że przyjmując założenia o jednorodności i symetrii obiektu, możemy w pewnym przybliżeniu oszacować, gdzie znajduje się oś symetrii danego ciała. Algorytm wyznaczania osi symetrii jest zatem następującej postaci:

- (a) Wyznaczenie prostokątnego okna w obszarze zobrazowania, w którym znajduje się mózgowie (ROI) o współrzędnych:

$$\begin{aligned} x_{\min} &= \min_x : I(x, y) > 0 \\ x_{\max} &= \max_x : I(x, y) > 0 \\ y_{\min} &= \min_y : I(x, y) > 0 \\ y_{\max} &= \max_y : I(x, y) > 0 \end{aligned} \quad (5)$$

- (b) Obliczenie liczby wierszy, z których składa się ROI ($y_{\max} - y_{\min}$), a następnie podzielenie obrazu na zadaną liczbę identycznych poziomych obszarów („pasów”), o szerokości ROI (najlepsze rezultaty otrzymano dla podziału na 20 obszarów). Dla każdego z tych obszarów liczone są współrzędne środka masy zgodnie z wzorem:

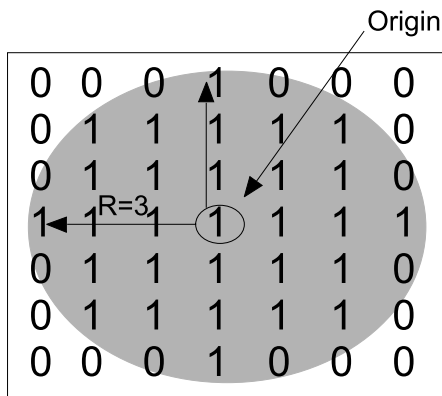
$$\begin{aligned} x_m &= \frac{\int \rho \cdot x \cdot dV}{m} \\ y_m &= \frac{\int \rho \cdot y \cdot dV}{m} \end{aligned} \quad (6)$$

gdzie:

$$\rho = \begin{cases} 0, & \text{gdy } I(x, y) = 0, \\ 1, & \text{gdy } I(x, y) > 0. \end{cases}$$

Przykładowe znalezione środki masy zaznaczone są na rysunkach 2a oraz 3 za pomocą białych punktów.

- (c) Otrzymany w ten sposób zbiór punktów został użyty do obliczenia osi symetrii figury. Współczynnik kierunkowy i przesunięcia oszacowany został metodą najmniejszych kwadratów. Aby poprawić jakość detekcji osi symetrii, należy dodatkowo pominąć kilka pierwszych i ostatnich środków mas, ponieważ ich położenie zazwyczaj nie leży na osi symetrii (empirycznie stwierdzono, że należy pominąć 3 pierwsze i 3 ostatnie punkty) – wynika to z nieregularności brzegów mózgowia na zobrazowaniach CBF. Znaleziona przez algorytm osi symetrii zaznaczona jest na rysunkach 2 i 3 za pomocą białej linii. Zasadniczą poprawę w ostatecznym obliczeniu środka masy można uzyskać przez zastosowanie dla każdego z pasów morfologicznego zamknięcia elementem strukturalnym o kształcie koła (rys. 1) o relatywnie dużych rozmiarach (najlepsze wyniki osiągnięto dla elementu o średnicy 25 pikseli).



Rys. 1. Macierz pseudokołowego elementu strukturalnego dla przekształceń morfologicznych (promień równy 3)

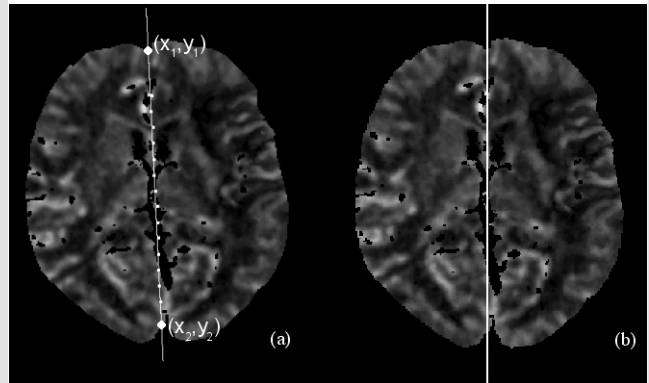
(d) Zobrazowanie jest obracane wokół punktu znajdującego się wokół arytmetycznego centrum mózgu, tak, aby oś symetrii była prostopadła do osi OX. Punkt stały w obrocie wyznaczany jest zgodnie ze wzorem:

$$x_c = \frac{x_2 + x_1}{2} \tag{7}$$

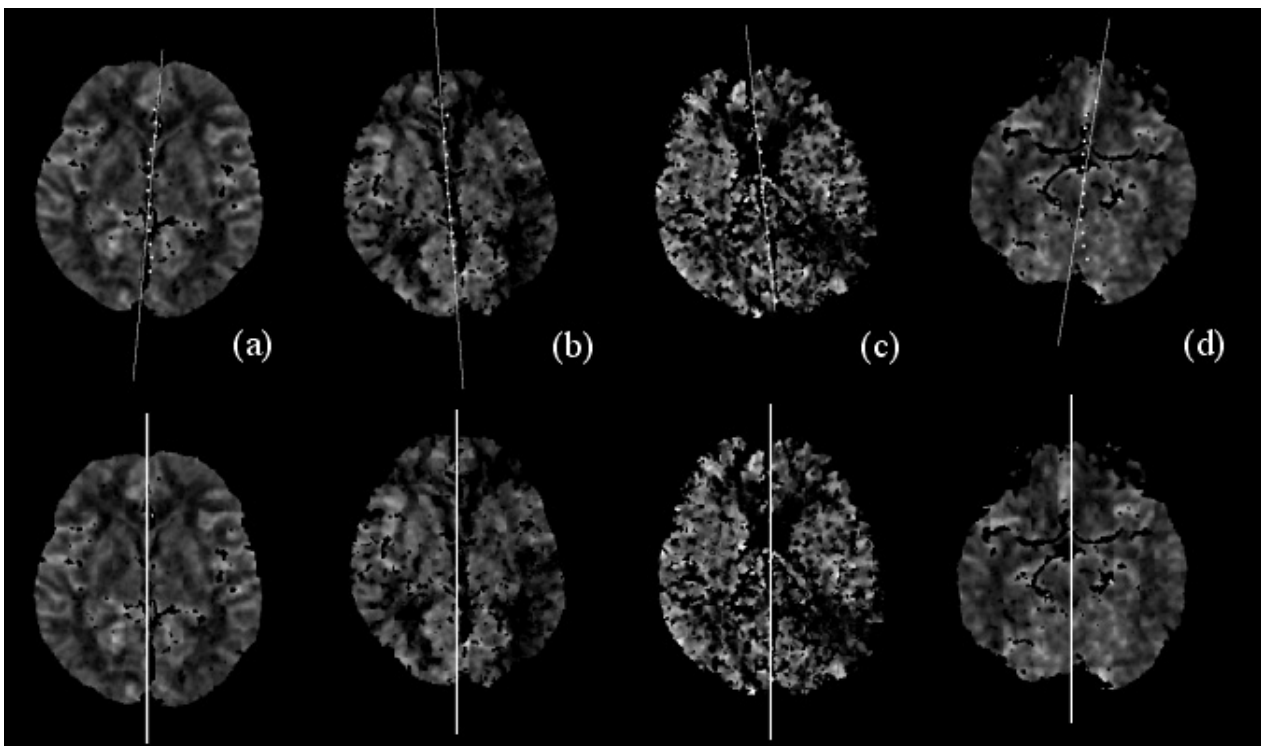
$$y_c = \frac{y_2 + y_1}{2}$$

Punkty (x_1, y_1) i (x_2, y_2) widoczne są na rysunku 2a, są to pierwszy (patrząc od góry rysunku) i ostatni punkt wspólny osi symetrii oraz mózgowia.

Wynik działania algorytmu widoczny jest na rysunku 2b.



Rys. 2. Zobrazowanie CBF z zaznaczonymi kolejnymi środkami mas (białe punkty), przez punkty przeprowadzona została prosta (potencjalna oś symetrii mózgu), której współczynniki przesunięcia i kierunkowy zostały aproksymowane metodą najmniejszych kwadratów (a). To samo zobrazowanie po dokonaniu rotacji wokół arytmetycznego centrum mózgu. Potencjalna oś symetrii mózgu (biała prosta) jest teraz prostopadła do osi OX (b)



Rys. 3. Cztery zobrazowania CBF wraz z wykrytą osią symetrii. Górny rząd prezentuje znalezione środki mas i potencjalną oś symetrii mózgu (podobnie jak na rys. 2a), dolny rząd zawiera te same zobrazowania po dokonaniu rotacji wokół punktu stałego (podobnie jak na rys. 2b).

4. METODA DETEKCJI OBSZARÓW ASYMETRII

Współczynniki występujące w poszczególnych przekształceniach algorytmu detekcji obszarów asymetrii zostały dobrane doświadczalnie. Rezultaty działania poszczególnych kroków tego algorytmu przedstawiono na rysunku 5.

Algorytm jest następującej postaci:

- (a) Wczytanie pliku DICOM. W celu łatwiejszej analizy kolejnych kroków algorytmu każde z obrazów zostało pokolorowane zgodnie z paletą kolorów widocznym na rysunku 4. Czarny kolor odpowiada najmniejszemu wartościom CBF.



Rys. 4. Paleta barw użyta do operacji pseudokolorowania map perfuzji CBF

- (b) Detekcja osi symetrii zgodnie z algorytmem opisanym w rozdziale 3. Obraz jest dodatkowo poddawany rotacji wokół punktu stałego wyznaczonego wzorem (7) tak, aby oś symetrii stała się prostopadła do osi współrzędnych OX.
- (c) Redukcja ilości kolorów w mapach CBF (rys. 6) (odcienie szarości obrazu/kolorów). Redukcja jest konieczna w celu poprawienia działania filtru medianowego (porównaj rys. 5d). Dzięki jej zastosowaniu będzie możliwe uzyskanie jednolitych obszarów po obu stronach osi obrazowań.

$$i(x, y) := \begin{cases} 0 & \text{gdy } i(x, y) \geq 0, \quad i(x, y) < 15, \\ 1 & \text{gdy } i(x, y) \geq 15, \quad i(x, y) < 30, \\ 2 & \text{gdy } i(x, y) \geq 30, \quad i(x, y) \geq 45, \\ & \dots \end{cases}$$

czyli:

$$i(x, y) := \text{Floor}((i(x, y)/15) * 15).$$

- (d) Zastosowanie filtru medianowego o rozmiarze 15×15 pikseli. Filtr medianowy jest filtrem uśredniającym, który nie generuje nowych wartości pikseli, dzięki czemu możliwe jest otrzymanie jednolitych co do wartości obszarów na analizowanym obszarze. Obraz wynikowy pozbawiony jest pewnej ilości szczegółów, które utrudniałyby późniejszą analizę, ponieważ generowałyby zbyt rozdrobione obszary asymetrii, uniemożliwiając ich późniejszą klasyfikację.

$$i := \text{Med}_{15 \times 15}(i).$$

- (e) Porównanie prawej i lewej strony obrazowania. W wyniku tej operacji otrzymujemy mapę asymetrii obrazu. Generacja odbywa się według następującego algorytmu:
- Dla każdego piksela $i(x, y)$ należącego do lewej części obrazowania, sprawdź, czy $i(x, y) > 0$, lub czy dla

symetrycznego piksela (względem wyznaczonej w punkcie (b) osi symetrii) $\bar{i}(x, y) > 0$.

- Jeżeli $i(x, y) = 0$ i $\bar{i}(x, y) = 0$, to mamy do czynienia z tłem obrazowania.
- W przeciwnym wypadku, może zajść jeden z przypadków:
 - 1) Gdy $i(x, y) > 0$ i $\bar{i}(x, y) = 0$ lub $i(x, y) = 0$ i $\bar{i}(x, y) > 0$ jeden z pikseli należy do obszaru mózgowia, a drugi może należeć albo do tła (jeżeli oś symetrii nie została dobrana prawidłowo, lub, jeśli obszar mapy CBF jest niesymetryczny) lub oba obszary należą do obszaru mózgowia, lecz w jednym z nich CBF jest bardzo małe.
 - 2) Gdy $i(x, y) > 0$ i $\bar{i}(x, y) > 0$ oba obszary należą do mózgowia.
- Obliczana jest względna asymetria obszarów:
 - Gdy $i(x, y) > \bar{i}(x, y)$

$$a(x, y) := \text{Floor} \left(10 \cdot \left(\frac{i(x, y)}{\bar{i}(x, y)} \right) \right),$$

- W przeciwnym wypadku

$$a(x, y) := \text{Floor} \left(10 \cdot \left(\frac{\bar{i}(x, y)}{i(x, y)} \right) \right),$$

Jeżeli któryś z pikseli $i(x, y)$ lub $\bar{i}(x, y)$ ma wartość 0, podstawiana jest wartość 1.

- (f) Wykrycie potencjalnych asymetrii. Wykonywana jest binaryzacja z górnym progiem równym 60.

$$A := \text{Bin}_{60}(a).$$

- (g) Ponieważ oś symetrii wyznaczona w (b) niekoniecznie dzieli mózgowie na dwa symetryczne obszary, na mapie asymetrii A brzeg obszaru mózgowia może zostać wykryty jako potencjalna asymetria. Aby ją wyeliminować, tworzony jest binarna maska „potencjalnie największego obszaru mózgowia” P . Maską jest takich samych rozmiarów co A , w jej skład wchodzi piksele, dla których $i(x, y) > 0$ lub $\bar{i}(x, y) > 0$. Usuwane są też wszystkie „otwory”, które występują wewnątrz obszaru maski. Z maski usuwany jest także brzeg poprzez operację morfologiczną erozji pseudokołowym elementem strukturalnym o średnicy 5.

$$P(x, y) := \text{Bin}_1(i \cup \bar{i}),$$

$$P := \text{Fill}(P),$$

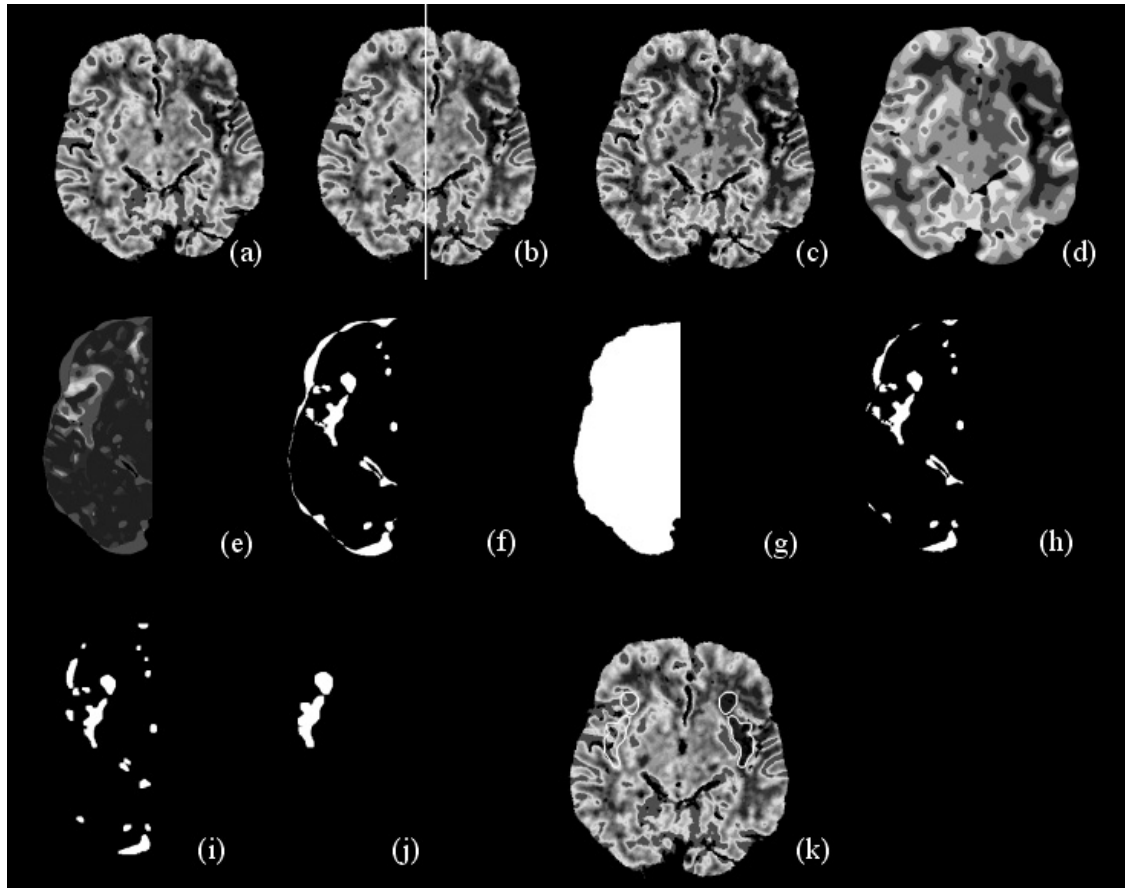
$$P := P \ominus E_5.$$

- (h) Wyznaczenie wspólnej części maski asymetrii A i maski mózgu P .

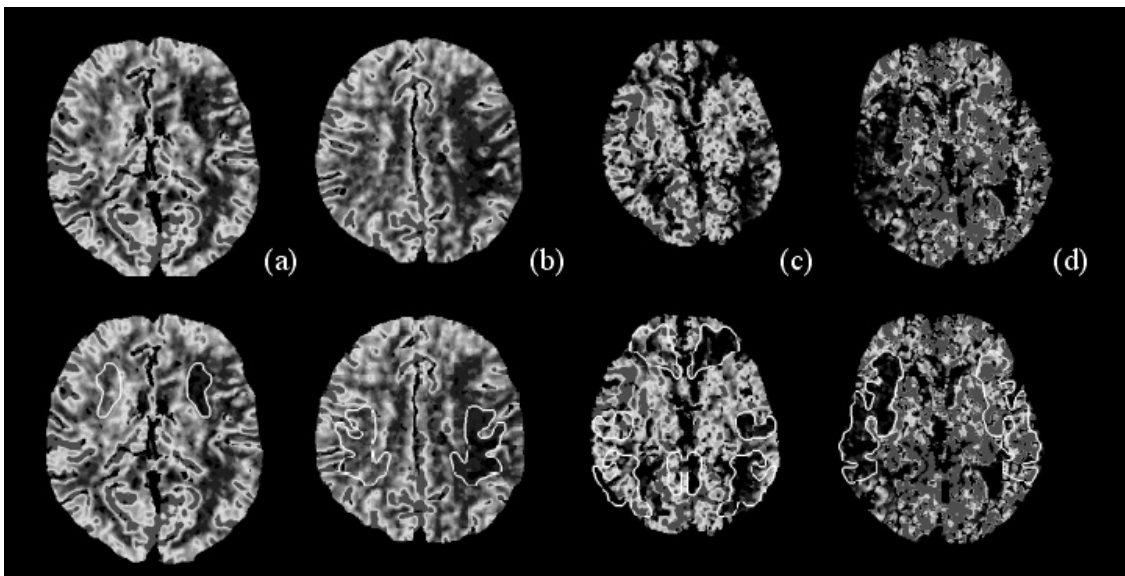
$$A := A \cap P.$$

- (i) Eliminacja wąski połączeń między obszarami przy pomocy morfologicznego otwarcia pseudokołowym elementem strukturalnym o średnicy 3.

$$A := A \circ E_3.$$



Rys. 5. Kolejne kroki algorytmu detekcji asymetrii mapy CBF.
Opis w tekście



Rys. 6. Wyniki działania algorytmu detekcji asymetrii w mapach CBF. Górny wiersz przedstawia zobrazowania wejściowe, dolny – zobrazowania wraz z zaznaczonymi obszarami asymetrii (białe obramowania). (a), (b) (oba należą do jednego pacjenta) – po stronie lewej na poziomie górnych trzonów komór bocznych na pograniczu czołowo-ciemieniowym oraz na poziomie środków półowalnych, korowo i podkorowo widoczny jest obszar wykazujący nieznaczne obniżenie Cerebral Blood Flow (lewa strona zobrazowania znajduje się po prawej stronie obserwatora), u pacjenta zdiagnozowano udar niedokrwienny lewej półkuli mózgu. (c) – obniżenie CBF po lewej stronie na poziomie trzonów komór bocznych mózgu na pograniczu czołowo-ciemieniowo-skroniowym, zdiagnozowano udar niedokrwienny lewej półkuli mózgu. (d) – w perfuzji CT/MR na zobrazowanych poziomach w zakresie unaczynienia prawej tętnicy mózgu środkowej widoczne zmniejszenie CBF, zdiagnozowano zawał prawej półkuli mózgu, nastąpił zgon pacjenta

- (j) Ostatnim krokiem jest eliminacja małych obszarów. Została ona dokonana poprzez morfologiczną erozję pseudo-kołowym elementem strukturalnym o średnicy 10. Na wynikowym obrazie asymetrii pozostają tylko te obszary, z których „przetrwali” choć jeden z należących do nich pikseli.

$$l := \text{Label}(A)$$

$$A' := A \ominus E_{10}$$

Jeżeli $A'(x, y) > 0$ to dodaj cały obszar o etykiecie $l(x, y)$ do obrazu wynikowego A .

- (k) Nałożenie maski asymetrii A na mapę CBF z punktu (b) algorytmu. Po stronie lewej widoczny jest obszar wykazujący nieznaczne obniżenie Cerebral Blood Flow (lewa strona pacjenta znajduje się po prawej stronie zobrazowania).

Rezultaty działania poszczególnych kroków z powyższego algorytmu zostały zaprezentowane na rysunku 5.

Kilka przykładowych rezultatów detekcji obszarów asymetrii w mapach CBF dla różnych zmian chorobowych zaprezentowano na rysunku 6.

5. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Przedstawione w niniejszej pracy algorytmy detekcji osi symetrii oraz algorytm wykrywania asymetrii został przetestowany na 28 różnych zobrazowaniach perfuzyjnych CBF pochodzących od 8 pacjentów. Wśród zobrazowań znajdowało się 12 przypadków na których zdiagnozowano nieprawidłowości w przepływie krwi mózgowej. Oś symetrii dzieląca półkule mózgowe w 21 przypadkach została znaleziona prawidłowo. W pozostałych odchylenie nie sięgało więcej niż 5 stopni od prawidłowej osi. W trzech przypadkach nieprawidłowa oś symetrii spowodowała nadmiarową detekcję obszarów asymetrycznych (jeden z tych asymetrii widoczna jest na rysunku 6c, nadmiarowy obszar w centralnej części mózgu w okolicach spływu zatok), po manualnym ustaleniu osi symetrii detekcja przebiegła prawidłowo. Błędne działanie algorytmu mogło być spowodowane niewystarczającą symetrią maski binarnej mózgu wynikającej zarówno z asymetrii zobrazowania CBF (zanik przepływu krwi na znacznym obszarze blisko krawędzi organu) jak również z naturalnej asymetrii mózgowia.

Detekcja asymetrii została przetestowana na tym samym zbiorze testowym. Wszystkie zobrazowania nieposiadające zdiagnozowanej asymetrii zostały sklasyfikowane prawidłowo. Na jednym z obrazów posiadających zmiany chorobowe nie zostały one wykryte (na poziomie górnych trzonów komórek bocznych w lewej półkuli mózgu; w dokumentacji medycznej zmiany zostały opisane jako „nieznaczne”). Na trzech zobrazowaniach wykryto pojedyncze nadmiarowe obszary o niewielkich rozmiarach, które znajdowały się blisko automatycznie wykrytej osi symetrii mózgu (dla tych zobrazowań oś symetrii nie została wykryta prawidłowo i była przesunięta względem osi dzielącej półkule mózgowe).

Zaprezentowany w pracy algorytm osiągnął zadawalające wyniki na poziomie 85,7% całkowicie poprawnie zdiagnozowanych przypadków.

75% błędów spowodowanych było nadmiarową detekcją obszarów asymetrii. Błąd ten nie występował w wypadku manualnego zdefiniowania tych osi, wtedy ilość prawidłowych rozpoznań wzrosła do 96,4%. W celu wyeliminowania tego problemu należałoby zmodyfikować lub zmienić algorytm wykrywający oś symetrii. Tylko w jednym przypadku nie wykryto nieznacznych zmian chorobowych (stanowi to 3,6% błędnych rozpoznań wśród populacji wszystkich analizowanych map). Dalsze prace będą koncentrowały się nad udoskonaleniem zaprezentowanego algorytmu i zaadoptowania go do innych map perfuzji mózgowej (TTP, CBV, MTT). Jest to szczególnie ważne, ponieważ stan pacjenta oceniany jest na podstawie analizy zestawu map perfuzyjnych a nie pojedynczych zobrazowań. Opis tworzenia prognoz diagnostycznych w ocenie ewolucji niedokrwienia można znaleźć w literaturze medycznej (np. [13]).

Literatura

- [1] Goutsias J., Sinan Batman: *Morphological Methods for Biomedical Image Analysis*. Medical Imaging, Vol. 2, Medical Image Processing and Analysis, Washington USA, 2000
- [2] Kurzydowski K.J., Wonjnar L., Szala J.: *Praktyka analizy obrazu*. Kraków, Polskie Towarzystwo Stereologiczne 2002
- [3] Wróbel Z., Koprowski R.: *Praktyka przetwarzania obrazów w programie Matlab*. Warszawa, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit 2004
- [4] Sędziwy A.: *Automatyczne wykrywanie i analiza zmian patologicznych w obrazach MR i CT struktur mózgowych*. Kraków 2003 (rozprawa doktorska)
- [5] Ogiela M.R.: *Strukturalne metody rozpoznawania obrazów w kognitywnej analizie zobrazowań medycznych*. Kraków, Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne 2004
- [6] Zierler K.L.: *Equations for measuring blood flow by external monitoring of radioisotopes*. Circ Res, 1965, 16, 309–21
- [7] Axel L.: *Cerebral blood flow determination by rapid-sequence computed tomography: a theoretical analysis*. Radiology, 1980, 137, 679–686
- [8] Makoto Sasaki, Kohsuke Kudo, Hirobumi Oikawa: *CT perfusion for acute stroke: Current concepts on technical aspects and clinical applications*. International Congress Series, 1290 (2006), 30–36
- [9] Wirestam R., Ryding E., Lindgren A., Geijer B., Holtås S., Ståhlberg F.: *Absolute cerebral blood flow measured by dynamic susceptibility contrast MRI: a direct comparison with Xe-133 SPECT*. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine, 11 (2000), 96–103
- [10] Matlab 7 – *Mathematics*, The MathWorks, Inc., March 2008 (Online only), http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/pdf_doc/matlab/math.pdf
- [11] Matlab 6 – *Imaging processing toolbox*, User's Guide, The MathWorks, Inc., March 2008 (Online only), http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/pdf_doc/images/images_tb.pdf
- [12] Siemens AG: *Clinical Applications. Application Guide. Software Siemens syngo CT 2007A*. Siemens Medical, 06, 2006
- [13] Walecki J., Bulski T., Sklinda K.: *Choroby naczyniopochodne ośrodkowego układu nerwowego*. Postępy Neuroradiologii, Warszawa, 2007, 472 – 512
- [14] XingFeng Lia, Jie Tiana, EnZhong Lia,b, XiaoXiang Wanga, JianPing Daib, Lin Aib: *Adaptive total linear least square method for quantification of mean transit time in brain perfusion MRI*. Medical Image Processing Group, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing, China, Department of Radiology, Tian Tan Hospital, Beijing, China
Received 27 September 2002; accepted 24 January 2003
- [15] Wittsack H.-J., Wohlschläger A.M., Ritzl E.K., Kleiser R., Cohnena M., Seitz R.J., Mödder U.: *CT-perfusion imaging of the human brain: Advanced deconvolution analysis using circulant singular value*

- decomposition*. Computerized Medical Imaging and Graphics, 32 (2008), 67–77
- [16] Koh T.S., Markus Tan C.K., Dennis Cheong L.H., Tchoyoson Limc C.C.: *Cerebral perfusion mapping using a robust and efficient method for deconvolution analysis of dynamic contrast-enhanced images*. NeuroImage, 32 (2006), 643 – 653
- [17] *Encyklopedia fizyki*. Warszawa, PWN 1972
- [18] Eastwood J.D., Lev M.H., Tarek Azhari, Ting-Yim Lee, Barboriak D.P., Delong D.M., Fitzek C., Herzau M., Wintermark M., Reto Meuli, Brazier D., Provenzale J.M.: *CT Perfusion Scanning with Deconvolution Analysis: Pilot Study in Patients with Acute Middle Cerebral Artery Stroke*. Radiology, 2002, 222, 227–236
- [19] Koenig M., Kraus M., Theek C., Klotz E., Gehlen W., Heuser L.: *Quantitative assessment of the ischemic brain by means of perfusion-related parameters derived from perfusion CT*. Stroke, 32 (2001), 431– 437
- [20] Latchaw R.E., Yonas H., Hunter G.J., William T.C. Yuh, Toshihiro Ueda, Sorensen A.G., Sunshine J.L., Biller J., Wechsler L., Higashida R., Hademenos G.: *Guidelines and recommendations for perfusion imaging in cerebral ischemia*. Stroke 34, (2003), 1084– 1104
- [21] Eastwood J.D., Lev M.H., Wintermark M., Fitzek C., Barboriak D.P., Delong D.M., Ting-Yim Lee, Tarek Azhari, Herzau M., Vani R. Chilukuri, Provenzale J.M.: *Correlation of early dynamic CT perfusion imaging with whole-brain MR diffusion and perfusion imaging in acute hemispheric stroke*. AJNR 24 (2003), 1869–1875
- [22] Lev M.H., Segal A.Z., Farkas J., Hossain S.T., Putman Ch., Hunter G.J., Budzik R., Harris G.J., Buonanno F.S., Ezzeddine M.A., Yuchiao Chang, Koroshetz W.J., Gonzalez R.G., Lee H. Schwamm: *Utility of perfusion-weighted CT imaging in acute middle cerebral artery stroke treated with intra-arterial thrombolysis: prediction of final infarct volume and clinical outcome*. Stroke 32 (2001), 2021–2028.

- [23] Kohsuke Kudo: *Perfusion Mismatch Analyzer (PMA)*. Acute Stroke Imaging Standardization Group, Dostępny w Internecie: <http://asist.umin.jp>
- [24] Diener H.Ch., Forsting M.: *Udar mózgu. Podręczny atlas*. Wrocław, Wydawnictwo Medyczne 2004

Wpłynęło: 4.06.2008

Tomasz HACHAJ



Urodził się 15 marca 1982 roku w Krakowie. Ukończył Liceum Ogólnokształcące Zakonu Pijarów w Krakowie. W latach 2001–2006 był studentem Politechniki Krakowskiej, na wydziale Inżynierii Elektrycznej i Komputerowej, gdzie ukończył kierunek informatyka, specjalność systemy teleinformatyczne, z tytułem magistra inżyniera. Pracował jako programista, analityk i wdrożeniowiec w firmach prywatnych. Obecnie jest słuchaczem studiów doktoranckich na wydziale Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki i Elektroniki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie na kierunku informatyka i asystentem w Katedrze Informatyki i Metod Komputerowych Akademii Pedagogicznej w Krakowie.

e-mail: tomekhachaj@o2.pl