

Zastosowanie analizy tekstury obrazu do oceny dynamiki prawidłowego przepływu wieńcowego w badaniu koronarograficznym

The estimation of the normal coronary blood flow dynamics on the basis of coronarograms texture analysis

Marek Syrycki¹, Walentyna Mazurek²

¹ Katedra i Zakład Anatomii Prawidłowej, Akademia Medyczna we Wrocławiu, ul. Chalubińskiego 6a, 50-368 Wrocław, tel. +48 (0) 71 784 13 41, e-mail: msyrycki@anpraw.am.wroc.pl

² Katedra i Klinika Kardiologii, Akademia Medyczna we Wrocławiu, ul. Pasteura 4, 50-367 Wrocław

Streszczenie

W pracy przedstawiono wstępne rezultaty przeprowadzonej próby oszacowania prawidłowego przepływu wieńcowego w oparciu o cyfrową analizę sekwencji standardowych obrazów koronarograficznych naczyń wieńcowych o różnej średnicy. Zastosowano rozszerzony pakiet analizy tekstury w postaci programu MaZda®. Dokonano wyboru najważniejszych parametrów tekstury przydatnych do realizacji założonego zadania. Uzyskano wyniki wskazujące na dużą czułość opracowywanej metody.

Słowa kluczowe: koronarografia, przepływ wieńcowy, analiza tekstury

Abstract

The paper presents preliminary results of the normal coronary blood flow estimation by means of texture analysis of the standard coronarography scans. The coronary vessels with the various size were examined. The software MaZda® for texture analysis was used. The most significant parameters of the texture, useful for coronary blood flow estimation, were determined and analyzed. The results of performed analysis indicate the high sensitivity of this method.

Keywords: coronarography, coronary blood flow, texture analysis

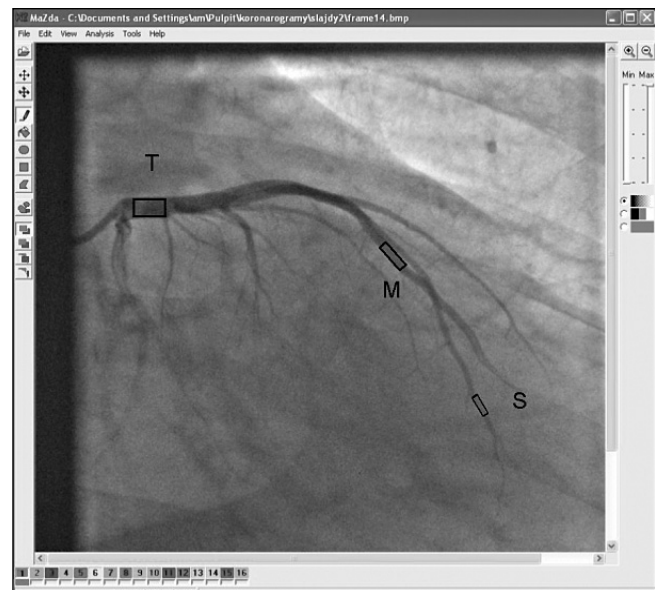
Wstęp

Pomiary przepływu krwi w naczyniach wieńcowych mają szczególne znaczenie w kontekście oceny tzw. rezerwy wieńcowej, skuteczności zabiegów angioplastycznych czy też rozpoznania „niemych” koronarograficznie zespołów wieńcowych. Istnieje cała gama metod oceny przepływu wieńcowego. Opierają się one głównie na pomiarze gęstości optycznej sekwencji obrazów koronarograficznych. Metody te różnicuje się między innymi w zależności od rozmiarów obserwowanych tętnic oraz badanej fazy zmian dystrybucji kontrastu w naczyniach. Bez względu na wybrany sposób oceny przepływu, istnieje konieczność zastosowania rozmaitych współczynników korygujących i kompensujących takie zjawiska, jak: tłumienie i rozpraszanie promieni RTG, zmiany napięcia lampy RTG, stosowanie różnych przetworników obrazu czy też ruchy tętnicy w sekwencji obrazów [1, 2]. Ocenia się, że samo zjawisko rozpraszania promieni RTG w skrajnych przypadkach może powodować błędy sięgające 50%. Sposobem na uniknięcie ryzyka popełnienia tak dużych błędów może być koncentrowanie się w badaniach przepływu nie na jego wartościach bezwzględnych, ale na przepływie jako zjawisku jakościowym i dynamicznym o rozkładzie dyskretnym. Z dru-

giej strony, bez względu na przyjętą metodę szacowania przepływu wieńcowego, u jego podstaw leży określenie dynamiki zmian gęstości optycznej fazy kontrastowej przepływu naczyniowego. Podejście łączące oba te aspekty analizy to badanie rozkładu i zróżnicowania zmiennej dyskretnej w określonym obszarze, [3, 4, 5]. Celem prezentowanej pracy była wstępna ocena przydatności oceny parametrów tekstury wyznaczanych na podstawie macierzy zdarzeń do wnioskowania na temat dynamiki przepływu wewnątrznaczyniowego.

Materiał i metoda

Materiał badawczy stanowiły sekwencje angiogramów tętnicy wieńcowej lewej (LCA), pochodzące od 20 pacjentów poddanych standardowej procedurze diagnostycznej. Obrazy naczyń wieńcowych otrzymywano za pomocą cyfrowego systemu angiograficznego INNOVA 2000 General Electronic. Wiek pacjentów (35% kobiet i 65% mężczyzn) wahał się od 48 lat do 56 lat. Analizowano obrazy naczyń filmowane z prędkością 15 klatek/s. Do badania wybierano te koronarogramy, które w badanym naczyniu (LCA) nie wykazywały obecności istotnego zwężenia, a więc takie, które można było uważać za prawidłowe w aspekcie klinicznym i w stosunku do wieku pacjenta. Pozyskiwano każdorazowo co trzeci skan, czyli obrazy co 0,2 s, co dało łącznie 17 klatek koronarogramu. Obserwowany czas od podania do wypłukania kontrastu wynosił około 3 i pół sekundy. Na uzyskanych obrazach zaznaczano ROI



Rys. 1 Okno programu MaZda z zaznaczonymi obszarami ROI dla trzech typów naczyń (T-duże, M-średnie, S-małe)



Fot. 1 Angiograf INNOVA 2100 GE

(region of interest) w trzech miejscach: na głównym pniu LCA (naczynie dużej średnicy – T), pośrodku pnia gałęzi okalającej CX (naczynie średnie – M) i na gałęzi bocznej CX – diagonal branch (naczynie małe – S) – rys 1.

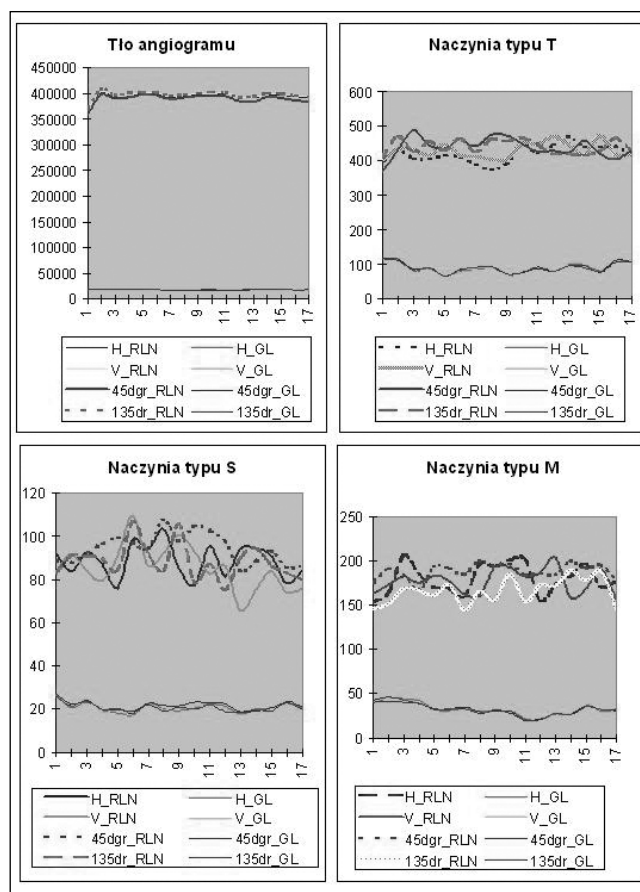
Dla każdego z tych naczyń prowadzono oddzielną obserwację przepływu kontrastu (gęstości optycznej). Do analizy parametrów tekstury użyto programu MaZda version 4.6, opracowanego w Instytucie Elektroniki Politechniki Łódzkiej w ramach Europejskiego Programu Badawczego COST B11. Program MaZda służy do ilościowej analizy tekstur i umożliwia obliczenie m.in. parametrów wyznaczanych na podstawie:

- histogramu rozkładu jasności;
- macierzy gradientu (ang. *gradient matrix-based parameters*);
- macierzy długości ciągów pikseli (ang. *run length matrix based parameters*);
- macierzy zdarzeń (ang. *co-occurrence matrix-derived parameters*);
- modelu autoregresji (ang. *autoregressive model parameters*).

W prezentowanym badaniu jasność każdego piksela była kodowana za pomocą 8 bitów, a parametry macierzy zdarzeń szacowano dla odległości od 1 do 5 pikseli. Ponieważ program MaZda[®] oblicza 286 zmiennych opisujących teksturę, ich szczegółowy opis przekraczałby ramy prezentowanej pracy. Dlatego też w dalszych rozważaniach wybrano tylko te parametry, które mogły być potencjalnie przydatne w potwierdzeniu tezy postawionej na wstępie pracy. Wyboru dokonano w oparciu o wartości:

Tabela 1 Parametry tekstury o największej sile dyskryminacyjnej, wybrane do dalszej analizy na podstawie testu F i wartości POE+ACC

Współczynnik Fischera F		Wartość POE+ACC	
Istotny parametr tekstury	Wartość dla całego materiału	Istotny parametr tekstury	Wartość dla całego materiału
135dr_GLevNonU	3010,3233	135dr_GLevNonU	0,2954
135dr_RLNonUni	4749,0895	135dr_RLNonUni	0
45dgr_GLevNonU	3437,931	45dgr_GLevNonU	0,105
45dgr_RLNonUni	3929,878	45dgr_RLNonUni	0,1764
Horzl_GLevNonU	3073,7551	Horzl_GLevNonU	0,2609
Horzl_RLNonUni	6722,8681	Horzl_RLNonUni	0,2689
S(4,4)SumVarnC	1400,6663	S(5,0)Correlat	0,2946
S(5,5)SumVarnC	1478,0638	S(5,5)AngScMom	0,2406
Vertl_GLevNonU	3014,0486	Vertl_GLevNonU	0,2266
Vertl_RLNonUni	6636,233	Vertl_RLNonUni	0,2188



Rys. 2 Rozkład badanych parametrów dla tła angiogramu oraz różnych rozmiarów naczyń

- współczynnika Fischera (F równe jest stosunkowi wariancji między klasami do wariancji wewnętrznej w klasach);
- wartości POE+ACC (suma prawdopodobieństwa błędów klasyfikacji i średniego współczynnika korelacji).

Wyniki

Tabela 1 przedstawia zestawienie parametrów tekstury, które mogą być przydatne do miarodajnej oceny dynamiki zmian poziomów jasności (przepływu kontrastu) pomiędzy analizowanymi 17 klatkami angiogramu. Ponieważ przy obliczaniu testu F nie stwierdzono istotnych różnic w wartościach i rodzaju charakterystyk macierzy w zależności od średnicy naczyń, zastosowano analizę łączoną, wspólną dla wszystkich przekrojów. W konsekwencji połączono analizę dla wartości POE+ACC.

Zaobserwowano, że oba wymienione w tabeli wskaźniki w 8 przypadkach na 10 wskazują na te same parametry tekstury (wytluszczone) jako najbardziej odpowiednie dla oszacowania dynamiki zmian charakterystyki optycznej ROI (przepływu wieńcowego). Wszystkie one należą do macierzy R (długości ciągów pikseli), która zawiera informację, ile razy w badanej teksturze wystąpiło pasmo pikseli o kolorze „g” oraz długości „j”. W opisywanym przypadku, jako obdarzone największą siłą dyskryminacyjną, okazały się parametry: niejednorodność poziomu szarości (*Grey Level Nonuniformity*) oraz niejednorodność pasm (*Run Length Nonuniformity*). Cechy te okazały się istotne dla wszystkich kierunków prowadzonej analizy: 0° – (H)orizontal, 45°, 90° – (V)ertical i wreszcie 135°. Rozkład badanych

parametrów dla tła angiogramu oraz różnych rozmiarów naczyń ilustrują wykresy na rys. 2.

Analiza tła angiogramu wykazuje, że wszystkie wymienione parametry zwiększają swoją wartość w ciągu pierwszych 0,6 s (podanie kontrastu), a następnie powoli i równomiernie zmniejszają się w ciągu kolejnych 3 s. Obserwujemy również falowanie parametrów tła zgodne z akcją skurczową serca (przybliżanie serca do ściany klatki piersiowej).

W przypadku dużych naczyń (typ T) wskaźniki niejednorodności pasm wykazują duże fluktuacje w ciągu całej obserwacji, natomiast markery niejednorodności poziomów szarości po podaniu kontrastu wyraźnie maleją, powracając do wartości wyjściowej pod koniec obserwowanej fazy. Zaznaczyć również należy, że w porównaniu z parametrami niejednorodności pasm wykazują one mniejszą wrażliwość na zmiany położenia serca. Podobne tendencje obserwujemy w przypadku naczyń średniej wielkości (typ M). Naczynia drobne (typ S) wydają się w kontekście parametrów niejednorodności pasm najbardziej wrażliwe na zmiany położenia wynikające z akcji skurczowej. Z drugiej strony parametry te wykazują wyraźny „pik” wartości z opóźnieniem około 0,6 s w stosunku do dużych naczyń.

Wnioski

W dostępnej literaturze brakuje doniesień na temat zastosowania analizy tekstury do bezpośredniej oceny wartości przepływu wieńcowego. Istniejące prace używają tej metodologii raczej do charakterystyki ogniska niedokrwienia [6, 7]. W niniejszej pracy udało się wykazać, że dysponując odpowiednio szeroką analizą parametrów tekstury, w oparciu o program MaZda, jesteśmy w stanie wskazać na obecność spójnej grupy wskaźników pozwalających opisać przepływ wieńcowy jako zjawisko zmieniające się dynamicznie w czasie. Z drugiej strony stwierdzona duża czułość analizowanych wskaźników przepadza się w „nadwrażliwość”, np. w kontekście zmian położenia serca podczas skurczu. Wymaga to zastosowania

w przyszłości dla rozwinięcia tej metody odpowiednich przekształceń korekcyjnych obrazu. Zachęcająco także w aspekcie dalszych badań przedstawia się możliwość rejestracji wartości opóźnienia czasowego przepływu kontrastu między dużymi a małymi naczyniami. Jeśli zostanie potwierdzona w dalszej analizie (na odpowiednio licznych materiałach), będzie stanowić punkt wyjścia do szacowania bezwzględnych wartości przepływu krwi w naczyniach wieńcowych. ■

Praca rozpoczyna cykl analiz prowadzony w ramach grantu uczelnianego AM/1700.

Literatura

1. H. Goszczyńska: *Komputerowa analiza obrazów koronograficznych pod kątem pomiaru przepływu krwi w naczyniach wieńcowych*, [w]: *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna*, 2000, pod red. M. Nałęcz, Akademięk Officyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003.
2. A. Ziosi, P. Sangiorgio: *Experiences with coronarography using digital technics*, *Radiol. Med. (Torino)*, vol. 78, 1989, s. 478-484.
3. T. Olaja, M. Pietikainen: *A comparative study of texture measures with classification based on feature distribution*, *Pattern Recognition*, vol. 29, 1996, s. 51-59.
4. J. Strand, T. Taxt: *Local frequency features for texture classification*, *Pattern Recognition*, vol. 27, 1994, s.1397-1406.
5. R. M. Haralick, K. Shanmugam, I. Dinstein: *Texture parameters for image classification*, *IEEE Trans SMC*, vol. 3, 1973, s. 610-621.
6. Y.M. Zhu, R. Goutte: *Analysis and comparison of space/spatial frequency and multiscale methods for texture segmentation*, *Optical Engineering*, vol. 34, 1995, s. 269-282.
7. M. Lievre, G. Finet: *Validation of a quantitative coronarography analysis system for the evaluation of restenosis after angioplasty and atherosclerosis plaque modification*, *Int J Card Imaging*, vol. 13, 1997, s. 15-22.

otrzymano / received: 01.08.2008 r.
zaakceptowano / accepted: 18.09.2008 r.