

Ultrasonografia dopplerowska i jej zastosowanie w reumatologii

Doppler ultrasonography and its application in rheumatology

Sławomir Jeka¹, Paweł Żuchowski², Rafał Wojciechowski¹, Elżbieta Sokólska³, Marta Dura³

¹ Szpital Uniwersytecki nr 2 im. J. Biziela, Oddział Kliniczny Reumatologii i Układowych Chorób Tkanki Łącznej, ul. K. Ujejskiego 75, 85-168 Bydgoszcz, tel. +48 606 42 59 99, e-mail s.jeka@wp.pl

² Niepubliczny Zakład Opieki Zdrowotnej „Nasz Lekarz”, ul. Szczytna 20, 87-100 Toruń

³ Szpital Uniwersytecki nr 2 im. J. Biziela, Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej, ul. K. Ujejskiego 75, 85-168 Bydgoszcz

Streszczenie

W ostatnich latach obserwuje się znaczny postęp w jakości obrazowania ultrasonograficznego, a wykorzystanie tej metody w codziennej praktyce klinicznej jest coraz bardziej powszechne.

Wraz z rozwojem aparatów ultrasonograficznych USG (*Ultrasonography*) na znaczeniu zyskały opcje od dawna dostępne w badaniu ultrasonograficznym, takie jak: kolor Doppler (CD – *Color Doppler*) oraz Doppler mocy (PD – *Power Doppler*). Możliwości szerszego zastosowania tych metod wymagają ponownej oceny ich zalet oraz ograniczeń.

Ograniczenia opcji CD wynikają z modelu fizycznego, jaki opisuje zjawisko Dopplera. Nieznajomość tego modelu może prowadzić do błędnego wykonania i interpretacji wyników badania. Istotna jest zatem znajomość korelacji między kątem, pod jakim wykonywane jest badanie, a mierzoną prędkością przepływu krwi.

Można przyjąć mylne założenie, że opcja PD w porównaniu z CD jest rzadziej stosowana, ponieważ dostarcza mniej informacji na temat przepływu krwi. W praktyce okazuje się jednak, że są dziedziny diagnostyki medycznej, w których opcja PD ma bardzo szerokie zastosowanie i odgrywa znacznie ważniejszą rolę niż CD, np. podczas badania stawów w reumatologii.

Ostatecznie o przydatności badania metodą Dopplera decyduje wiedza badającego, która umożliwi wybranie odpowiedniej opcji i przeprowadzenie poprawnego badania w zależności od potrzeb.

Słowa kluczowe: Doppler mocy, kolor Doppler, zapalenie błony maziowej

Abstract

In recent years, the significant progress was made in the improvement of the quality of ultrasound imaging what contributes to its frequent application in everyday clinical practice.

Along with the development of ultrasound devices, the options available in ultrasound examinations: Color Doppler (CD) and Power Doppler (PD), gained in impor-

tance. The potential and possibilities of a wider application of these methods need a reevaluation of their merits and limitations.

Limitations of the CD option result from a physical model which is described by the Doppler effect. Unfamiliarity with this model may lead to a wrong performance and interpretation of the test's results. Therefore, it is important to know a correlation between an angle at which the test is performed and measured speed of a blood flow.

One can take the wrong assumption that the PD option in comparison to the CD option is less applicable, as it provides much less information about the blood flow. In practice, it turned out that there are areas of medical diagnostics, in which the PD option is widely used and plays more important role than the CD option, e.g. when assessing joints in rheumatology.

The usefulness of Doppler method is determined by the knowledge of the investigator, which allows to select the appropriate option and perform the correct tests, depending on needs.

Key words: Power Doppler, Color Doppler, synovitis

Wstęp

Rozwój medycznej aparatury badawczej oraz powszechne jej zastosowanie w diagnostyce ułatwia postawienie właściwej diagnozy, wcześniejsze wykrycie wielu chorób oraz monitorowanie stosowanej terapii. Postęp technologiczny – związany przede wszystkim ze zwiększeniem mocy obliczeniowej procesorów i miniaturyzacją układów scalonych – spowodował szybszy rozwój w dziedzinie diagnostyki medycznej.

Możliwości, jakie oferuje współczesna diagnostyka oraz stosunkowo łatwa interpretacja wyników badań, powodują, że lekarze, zamiast przeprowadzić szczegółowy wywiad coraz częściej formułują diagnozę na podstawie badań specjalistycznych, które powinny być jego uzupełnieniem. Zbędne badania mogą narazić pacjenta na działania niepożądane, np. promienie rentgenowskie podczas wykonywania tomografii komputerowej (TK – *Computed Tomography*) czy klasycznego badania RTG (*Roentgenography*).

W artykule omówiono badanie ultrasonografii dopplerowskiej w aspekcie jego zastosowania w reumatologii. W przypadku chorób reumatycznych ultrasonografia pozwala na szybką diagnostykę i w wielu wypadkach jest bardziej dokładna niż klasyczne badanie RTG, zwłaszcza we wczesnej fazie choroby [1]. Nowoczesne aparaty USG wyposażone są w wiele opcji, które w istotny sposób poprawiają jakość uzyskiwanego obrazu [2, 3]. Ważną funkcję pełnią również Doppler mocy (PD – *Power Doppler*) i kolor Doppler (CD – *Color Doppler*).

Niestety, mimo oferowanych możliwości diagnostycznych, badania ultrasonograficzne nie są w pełni wykorzystywane. Dlatego organizacje, takie jak American College of Rheumatology (ACR) czy The European League Against Rheumatism (EULAR), organizują kursy diagnostyki ultrasonograficznej w chorobach reumatycznych, dedykowane zarówno reumatologom, jak i radiologom [4].

Zjawisko Dopplera – podstawy fizyczne

Efekt Dopplera polega na powstawaniu różnicy częstotliwości wysyłanej przez źródło fali oraz zarejestrowanej przez obserwatora, który porusza się względem źródła fali. Zjawisko to odkrył austriacki fizyk Johann Christian Doppler w 1842 roku, natomiast doświadczalnie potwierdził je w roku 1845 holenderski fizyk Christophorus Buys-Ballot [5].

W przypadku ultrasonografii efekt dotyczy ultradźwięków, czyli fal akustycznych. W oryginalnym ujęciu zjawiska Dopplera należy zwrócić uwagę na fakt, że źródło fali i detektor ją rejestrujący znajdują się w dwóch różnych miejscach i pozostają w ruchu względem siebie. W takim wypadku częstotliwość emitowaną przez źródło (f) oraz zmianę częstotliwości rejestrowaną przez detektor (f') łączy poniższa zależność:

$$f' = f \frac{V \pm V_D}{V \pm V_z} \quad (1)$$

gdzie: V – prędkość rozchodzenia się dźwięku w danym ośrodku, V_D – prędkość detektora względem ośrodka, V_z – prędkość źródła dźwięku względem ośrodka.

Za powstawanie zjawiska Dopplera w trakcie badania przepływu krwi w USG odpowiedzialne są poruszające się komórki krwi. Jeśli komórki krwi poruszają się w kierunku głowicy, to częstotliwość rośnie, w przeciwnym przypadku maleje.

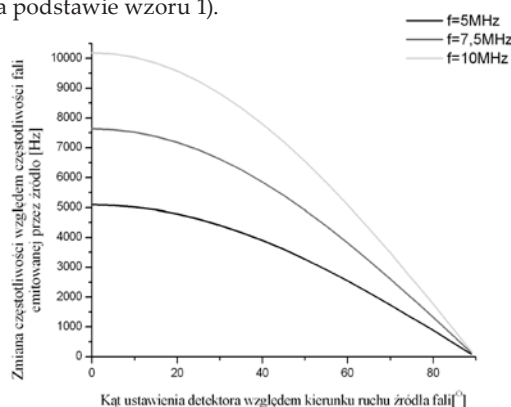
Wzór opisujący zjawisko Dopplera w literaturze poświęconej USG w znacznym stopniu odbiega od ogólnego wzoru opisującego zjawisko Dopplera (1). Korzystając z oznaczeń przyjętych we wzorze 1, ma on następującą postać:

$$f' = 2f \frac{V_z}{V} \cos \alpha \quad (2)$$

W rzeczywistości jest to szczególny przypadek wzoru 1. Zgodnie z wcześniejszym założeniem V_D , czyli prędkość ruchu detektora, jest równa zero. Natomiast źródłem fali, którą rejestruje detektor, jest poruszająca się komórka krwi. W związku z tym, że fala jest pierwotnie wyemitowana z tego samego punktu, w którym zostaje zarejestrowana, musi pokonać tę samą drogę dwukrotnie – z głowicy do komórki krwi i po odbiciu w drugą stronę. Z tego względu

w liczniku wzoru 2 redukuje się prędkość ośrodka, a pojawia się liczba 2, aby zaznaczyć fakt, iż droga jest pokonywana dwukrotnie, przy założeniu, że prędkość komórki krwi od momentu emisji dźwięku przez głowicę do jego rejestracji jest stała. Jeśli uwzględni się niewielką odległość, na jakiej zachodzi cały proces, oraz uwzględni różnice w prędkościach rozchodzenia się ultradźwięków we krwi (~1570 m/s) w stosunku do prędkości, z jaką poruszają się komórki krwi (~0,8 m/s), jest to bardzo dokładne przybliżenie [6].

Funkcja $\cos \alpha$ obrazuje zmianę częstotliwości w zależności od kąta, pod jakim ustawiony jest detektor względem źródła fali (w tym wypadku komórek krwi) – w przypadku granicznym otrzymuje się $\cos 90^\circ = 0$, czyli efekt Dopplera nie będzie występował. Zmiany częstotliwości w zależności od kąta rejestracji dla przykładowych częstotliwości emitowanych przez głowicę przedstawiono na rysunku 1 (na podstawie wzoru 1).



Rys. 1 Wykresy funkcji zależnej od kąta między detektorem a kierunkiem ruchu źródła fali. Do obliczeń wykorzystano wzór 1; prędkość źródła fali (komórek krwi) w obliczeniach wynosiła 0,8 m/s, dla prędkości rozchodzenia się fali w ośrodku przyjęto wartość 1570 m/s

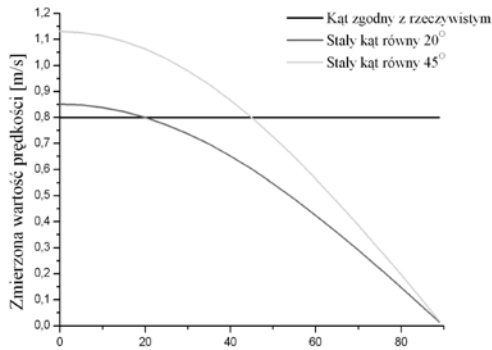
W przypadku badania kierunku i prędkości przepływu krwi, analizowanym parametrem jest prędkość, a nie zmiana częstotliwości. Po elementarnych przekształceniach wzoru 2 otrzymujemy następującą postać:

$$V_z = \frac{f'V}{2f \cos \alpha} \quad (3)$$

W trakcie badania prędkości przepływu krwi znana jest częstotliwość podstawowa (f), zmiana częstotliwości (f') jest obliczana przez aparat USG na podstawie rejestracji kolejnych impulsów. Również prędkość rozchodzenia się ultradźwięków we krwi przyjmuje się jako wartość stałą. Jedynym parametrem we wzorze 3, koniecznym do określenia przez badacza, jest kąt pomiędzy detektorem (głowicą) a kierunkiem ruchu źródła fali (kierunkiem przepływu krwi). Jego znaczenie zobrazowano na rysunku 2.

Im bardziej kąt pomiędzy głowicą a kierunkiem przepływu krwi odbiega od wartości, jaką zdefiniowano dla badania, tym większe różnice rejestruje się między prędkością zmierzoną a prędkością rzeczywistą, co w efekcie prowadzi do postawienia błędnej diagnozy (rys. 2).

Uwagę zwraca również fakt, że w przypadku, gdy rzeczywisty kąt, pod jakim wykonywane jest badanie, nie odpowiada kątowi wprowadzonemu w trakcie ustalania



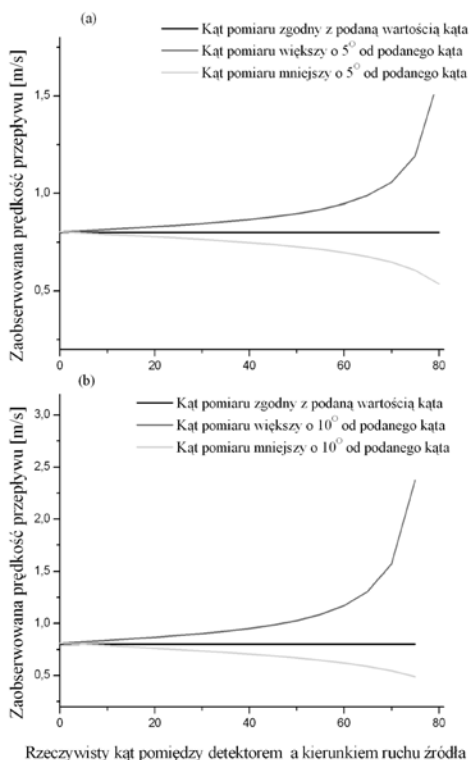
Rzeczywisty kąt pomiędzy detektorem a kierunkiem ruchu źródła [°]

Rys. 2 Wykres zmian zmierzonej prędkości przepływu krwi w zależności od podanego kąta między detektorem a kierunkiem ruchu źródła. Wyliczenia na podstawie wzoru 3; przyjęto $V = 1570$ m/s, $f = 10$ MHz, prędkość przepływu krwi $V_z = 0,8$ m/s. Na podstawie wzoru 2 wyliczono prawidłowe - teoretyczne wartości f'

parametrów badania, wraz ze wzrostem kąta wykonywania badania przepływu zwiększa się błąd pomiaru.

Z tego względu w praktyce klinicznej przyjmuje się, że największy dopuszczalny kąt, pod jakim można wykonać pomiar prędkości przepływu krwi, wynosi 60° [6].

Rysunki 3a i 3b uzasadniają założenie przyjęcia maksymalnej wartości kąta 60° pomiędzy głowicą a kierunkiem przepływu krwi.



Rzeczywisty kąt pomiędzy detektorem a kierunkiem ruchu źródła [°]

Rys. 3 (a, b) Wykresy zależności zmierzonej prędkości od kąta ustawienia głowicy względem kierunku przepływu krwi, na podstawie wzoru 3. Teoretyczne wartości f' obliczono na podstawie wzoru 2; przyjęto $f = 10$ MHz, $V = 1570$ m/s.

W praktyce niemożliwe jest ustawienie głowicy pod kątem zgodnym z kątem zadeklarowanym przy ustawianiu

parametrów badania. Należy się więc liczyć z błędem pomiaru. Dla kątów powyżej 60° błąd pomiaru przy odchyleniu głowicy o 5° od zadeklarowanego kąta (co jest niewielką różnicą przy braku możliwości precyzyjnego pomiaru ustawienia głowicy – dokładność zależy w tym wypadku jedynie od precyzji i doświadczenia badającego) prowadzi do różnic pomiędzy rzeczywistą a zmierzoną prędkością przepływu na tyle istotnych, że uzyskany wynik nie może być uznany za miarodajny.

Kolor Doppler i Doppler Mocy

Efekt Dopplera w ultrasonografii wykorzystywany jest w dwóch różnych rodzajach badań. Opcja CD pozwala na ocenę kierunku i prędkości przepływu krwi, opcja PD służy natomiast jedynie do oceny stopnia przepływu [7, 8]. Obrazowanie z wykorzystaniem opcji PD ma znacznie szersze zastosowanie w reumatologii niż obrazowanie z opcją CD, choć mogłoby się wydawać, że metoda ta dostarcza mniej informacji – za jej pomocą można jedynie stwierdzić obecność przepływu.

Główną zaletą obrazowania PD w porównaniu z obrazowaniem CD jest większa czułość. Wynika to z faktu, że w opcji PD nie dokonuje się rozróżnienia pomiędzy kierunkami przepływów. Dzięki temu odbiornik w głowicy rejestruje relatywnie większy sygnał niż w przypadku badania wykorzystującego opcję CD, w której rozróżnienie obydwu kierunków przepływu, przy ich małych wielkościach, może powodować, że sygnał będzie ginął w szumach [7, 8].

Dodatkowo, w przypadku opcji PD kąt, pod jakim ustawiona jest głowica względem kierunku przepływu krwi, nie odgrywa istotnej roli (brak pomiaru prędkości przepływu krwi). Pozwala to na szersze wykorzystanie tej opcji.

O znaczeniu opcji PD w diagnostyce chorób reumatycznych świadczy krótki okres, po jakim wprowadzono ją do standardowych badań diagnostycznych. W 2001 roku M. Backhaus i inni w wytycznych dotyczących ultrasonograficznego badania układu mięśniowo-szkieletowego rozważali przydatność tej opcji i potrzebę dalszych badań [9]. Zaledwie kilka lat od tego stwierdzenia ocena zapalenia błony maziowej w opcji PD stała się jednym ze standardów w diagnostyce chorób reumatycznych podczas wykonywania badań ultrasonograficznych. Znalazła ona również zastosowanie w przebiegu monitorowania skuteczności terapii lekami biologicznymi [10].

Aktualnie ważne miejsce w diagnostyce chorób reumatycznych zajmuje również rezonans magnetyczny (MR). Jest on często wykorzystywany razem z badaniem ultrasonograficznym. W zależności od stopnia zmian w błonie maziowej, przydatność obydwu metod jest różna. W przypadku zmian wczesnych, bardziej wiarygodnym badaniem wydaje się być USG z opcją PD. Badanie MR na tym etapie ma o wiele niższą swoistość, co w połączeniu z wysoką czułością prowadzi do nadwykrywalności zmian [11-13]. Szczególnie w wypadku badania MR bez użycia środków kontrastowych [14]. Natomiast w przypadku obrazowania zmian późnych, wyższą czułością badania charakteryzuje się MR z kontrastem w porównaniu do opcji PD [12].

Przydatność opcji PD w diagnostyce chorób reumatycznych dodatkowo potwierdza fakt, że w ich przebiegu często dochodzi do zaburzeń prawidłowej funkcji błony maziowej. Zmiany w błonie maziowej pojawiają się już we wczesnym stadium rozwoju zapalenia stawów. Szybkie wykrycie tych zmian może przyspieszyć oraz ułatwić postawienie prawidłowej diagnozy.

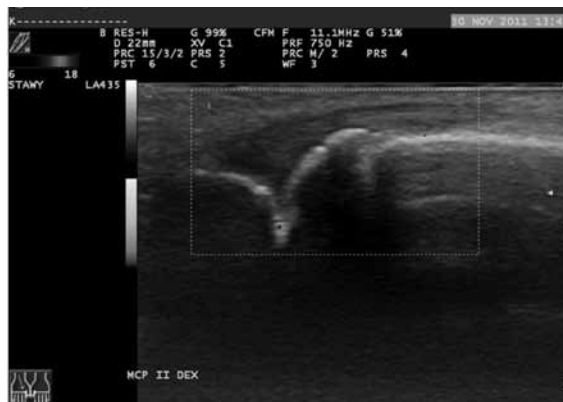
Dodatkowa opcja PD pozwala zarówno na kontrolowanie przebiegu reumatoidalnego zapalenia stawów, jak i ocenę możliwości jego nawrotu w przypadku pacjentów w remisji [15].

Liczba naczyń krwionośnych, jaka uwidacznia się w zmienionej zapalnie błonie maziowej, jest skorelowana ze stopniem aktywności choroby [1, 3].

Tabela 1 Ocena aktywności zapalenia błony maziowej w opcji PD [1]

Stopień	Zmiany radiologiczne
0	Obraz prawidłowy – brak sygnału PD
1	Niewielkie przekrwienie błony maziowej – sygnał PD obejmuje mniej niż 25% błony maziowej
2	Umiarkowane przekrwienie – sygnał PD obejmuje 25-50% błony maziowej
3	Znaczne przekrwienie – sygnał PD obejmuje ponad 50% błony maziowej

Kolejne stopnie zapalenia błony maziowej ilustrują fot. 1-4.



Fot. 1 Przekrój podłużny przez staw MCP II prawy w opcji PD. Zapalenie błony maziowej – okres 0



Fot. 2 Przekrój poprzeczny przez staw MTP II prawy w opcji PD. Zapalenie błony maziowej – okres 1



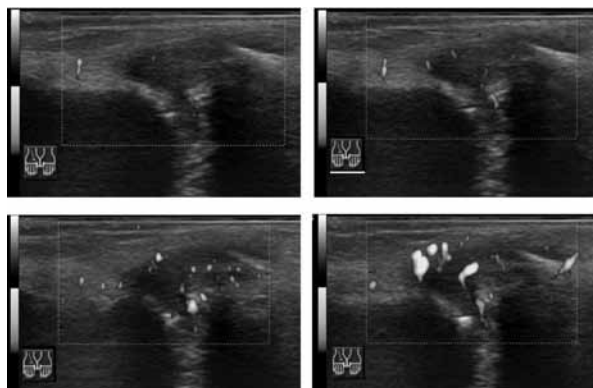
Fot. 3 Zapalenie błony maziowej w fossa olecrani, przekrój podłużny, w opcji PD. Zapalenie błony maziowej – okres 2



Fot. 4 Przekrój podłużny, staw MTP IV lewy, w opcji PD. Zapalenie błony maziowej – okres 3

Przy wzmożonym przepływie naczyniowym w błonie maziowej identyfikacja naczyń krwionośnych w opcji PD jest praktycznie niemożliwa, co można uznać za jedną z niedoskonałości tego typu badania.

W przypadku badania z opcją PD należy głowicę przykładac bardzo delikatnie do skóry, aby nie uciskać drobnych naczyń błony maziowej w obrębie zajętego stawu, zwłaszcza stawów rąk i stóp. W przeciwnym wypadku można fałszywie odczytać wynik badania, zmniejszając napływ krwi do drobnych naczyń błony maziowej; obraz może sugerować mniejszy stopień zapalny błony maziowej niż w rzeczywistości (fot. 5).



Fot. 5 Przekrój podłużny przez staw MCP II prawy, w opcji PD. Na kolejnych zdjęciach zmniejszany jest nacisk głowicy na staw

Wnioski

Wykorzystanie zjawiska Dopplera jest ważnym elementem współczesnej ultrasonografii. W przeciwieństwie do wielu innych opcji, jakie oferują współczesne aparaty USG, nie wpływa ono na poprawę jakości uzyskiwanego obrazu [2-3]. Obrazowanie z wykorzystaniem opcji CD bądź PD dostarcza zupełnie nowych informacji, dlatego obie techniki są niezwykle cenne dla rozwoju i zastosowań ultrasonografii.

Niewielkie odchylenie głowicy od przyjętego kąta, a także zbyt duży nacisk głowicy na badane struktury anatomiczne mogą prowadzić do dużego zafałszowania wyników i w efekcie postawienia nieprawidłowej diagnozy.

Opcja PD odgrywa ważną rolę w diagnostyce chorób reumatycznych, zwłaszcza w ocenie zapalenia błony maziowej.

Literatura

1. S. Jeka, A. Murawska: *Ultrasonografia błony maziowej w chorobach reumatycznych*, Reumatologia, vol. 47, 2009, s. 339-343.
2. S. Jeka, E. Sokółska, P. Ignaczak, M. Dura: *Nowoczesne techniki ultrasonograficzne błony maziowej w chorobach reumatycznych*, Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie, vol. 56, 2010, s. 16-24.
3. S. Jeka: *Przegląd nowoczesnych technik ultrasonograficznych w reumatologii – ultrasonografia błony maziowej*, Inżynieria Biomedyczna – Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 16, 2010, s. 223-227.
4. D. Kane, W. Grassi, R. Sturrock, P.V. Balint: *A brief history of musculoskeletal ultrasound: From bats and ships to babies and hips*, Rheumatology, vol. 43, 2004, s. 931-933.
5. D. Halliday, R. Resnick, J. Walker: *Podstawy fizyki*, vol. 2, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2003, s. 173-177.
6. G. Małek: *Ultrasonografia Dopplerowska. Zastosowania kliniczne*, vol. 1, Medipage, Warszawa 2003.
7. C. Martinoli, L.E. Derchi, G. Rizzato, L. Solbiati: *Power Doppler sonography: general principles, clinical applications, and future prospects*, Eur Radiol, vol. 8, 1998, s. 1224-1235.
8. D.G. Mitchell: *Color Doppler imaging: principles, limitations, and artifacts*, Radiology, vol. 177, 1990, s. 1-10.
9. M. Backhaus, G.R. Burmester, T. Gerber, W. Grasi, K.P. Machold, W.A. Swen, R.J. Wakefield, B. Manger: *Guidelines for musculoskeletal ultrasound in rheumatology*, Ann Rheum Dis, vol. 60, 2001, s. 641-649.
10. E. Filippucci, A. Iagnocco, F. Salaffi, A. Cerioni, G. Valesini, W. Grassi: *Power Doppler sonography monitoring of synovial perfusion at the wrist joints in patients with rheumatoid arthritis treated with adalimumab*, Ann Rheum Dis, vol. 65, 2006, s. 1433-1437.
11. M. Korkosz, W. Wojciechowski, K. Kapuścińska, et al.: *Niskopolewy rezonans magnetyczny i ultrasonografia wysokiej rozdzielczości nadgarstka, stawów śródrečno-paliczkowych i międzypaliczkowych bliższych rąk oraz przeciwciała antycytrulinowe i czynniki reumatoidalne w rozpoznaniu reumatoidalnego zapalenia stawów u pacjentów z nieodróżnionym zapaleniem wielostawowym*, Reumatologia, vol. 47, 2009, s. 51-59.
12. K. Takase, S. Ohno, M. Takeno, et al.: *Simultaneous evaluation of long-lasting knee synovitis in patients undergoing arthroplasty by power Doppler ultrasonography and contrast-enhanced MRI in comparison with histopathology*, Clin Exp Rheumatol, vol. 30(1), 2012, s. 85-92.
13. M. Horikoshi, T. Suzuki, M. Sugihara, et al.: *Comparison of low-field dedicated extremity magnetic resonance imaging with articular ultrasonography in patients with rheumatoid arthritis*, Mod Rheumatol, vol. 20(6), 2010, s. 556-560.
14. J. Freeston, A. Brown, E. Hensor, et al.: *Extremity magnetic resonance imaging assessment of synovitis (without contrast) in rheumatoid arthritis may be less accurate than power Doppler ultrasound*, Ann Rheum Dis, vol. 67(9), 2008, s. 1351.
15. V. Foltz, F. Gandjbakhch, F. Etchepare, et al.: *Power Doppler ultrasound, but not low-field magnetic resonance imaging, predicts relapse and radiographic disease progression in rheumatoid arthritis patients with low levels of disease activity*, Arthritis Rheum, vol. 64(1), 2012, s. 67-76.