

Czynnościowa ocena zwezenia wieńcowego — wykorzystanie w celu optymalizacji wskazan oraz wyników wieńcowych zabiegów interwencyjnych

Robert Gil¹, Jacek Kubica², Dariusz Dudek³, Irena Walecka-Herniczek⁴,
Rafal Zurawski¹ i Artur Krzywkowski¹

¹Samodzielna Pracownia Hemodynamiki i Elektrofizjologii Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie

²II Klinika Chorób Serca Akademii Medycznej w Gdansk

³II Klinika Kardiologii Instytutu Kardiologii Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellonskiego w Krakowie

⁴Klinika Dermatologii Centralnego Szpitala Klinicznego MSWiA w Warszawie

Wstęp

Przeżytkowa poszerzanie naczyń wieńcowych (PTCR), w tym procedury nowej generacji (lasero-plastyka, aterektomia bezpośrednia, rotacyjna i ssaca oraz stentowanie) odgrywa coraz większą rolę w leczeniu niektórych postaci choroby wieńcowej. Jednak, pomimo oczywistych osiągnięć w tej dziedzinie, nawracające zweżenie wieńcowe (zwane potocznie restenozą) pozostaje w dalszym ciągu największym ograniczeniem PTCR. Duża częstość tego zjawiska (20–40%) w populacji leczonej PTCR zmusza do jego uwzględniania przy kwalifikacji pacjentów do takiego leczenia oraz krytycznej oceny jego efektów, ponieważ wiele danych wskazuje, iż istnieje silna zależność pomiędzy uzyskanym bezpośrednim wynikiem PTCR a częstością restenozy [1–3].

Zweżenie tętnicy nasierdziejowej a regionalny przepływ wieńcowy

Z badań doświadczalnych wiadomo, że nie istnieje prosta zależność między wielkością przepływu wieńcowego a stopniem zweżenia naczyń. Przyczyną tego są autoregulacyjne właściwości mikrokrazenia wieńcowego, dzięki którym w warunkach podstawowych istotny spadek przepływu regionalnego występuje dopiero przy redukcji śred-

nicy naczyń przekraczającej 85%. Jednak w przypadku zwiększonego zapotrzebowania tlenowego, wywołanego np. wysiłkiem fizycznym, już zmiany o mniejszym stopniu redukcji średnicy (50–60%) są przyczyną istotnego spadku przepływu krwi oraz towarzyszących mu objawów klinicznych. Dlatego też pełna ocena krazenia wieńcowego wymaga stworzenia warunków hiperemii, czyli maksymalnego rozszerzenia światła wieńcowych naczyń oporowych poprzez odpowiednią stymulację farmakologiczną. W praktyce klinicznej do tego celu stosuje się najczęściej adenozyne i papaweryne. Jednak ze względu na krótki czas działania, umożliwiające wielokrotne wywoływanie hiperemii w trakcie jednego badania, brak działania arytmogennego oraz uposledzenia kurczliwości lewej komory, jak również brak wpływu na geometrię naczyń nasierdziejowych coraz częściej stosowana jest adenozyne [4–8].

Szczególnym problemem są zweżenia nazywane pośrednimi, które charakteryzują się redukcją średnicy naczyń o 40–70%. W ich przypadku należy szczególnie uwzględnić, obok ewentualnych korzyści, również potencjalne powikłania związane z planowanym PTCR [9]. Dlatego też podstawa do podejmowania decyzji klinicznych u pacjentów z takimi zweżeniami powinna być ocena ich czynnościowego znaczenia, a nie tylko wynik ilościowej angiografii [10, 11]. Taką ocenę umożliwiają dostępne już w praktyce klinicznej techniki, do których zaliczyć można metody wykorzystujące pomiar prędkości przepływu krwi wieńcowej lub pomiar ciśnienia wieńcowych.

Adres do korespondencji: Dr hab. med. Robert Gil
Samodzielna Pracownia
Hemodynamiki i Elektrofizjologii PAM
ul. Powstańców Wlkp. 72, 70–111 Szczecin

Predkosc przeplywu krwi wiencowej

Przepływ krwi przez dane naczynie jest idealnym parametrem, który umożliwia ocenę jego stanu. Jednak pomiar przepływu u ludzi nie jest łatwy [22]. Światło tętnicy nasierdziejowej ulega jedynie małemu zmniejszeniu w mezo-telediastolicznej fazie ewolucji serca, dlatego zmiany predkości przepływu krwi mogą być traktowane jako wiarygodny wskaźnik przepływu krwi. W zdrowej tętnicy wiencowej stwierdza się stosunkowo małe różnice w predkości przepływu krwi, rejestrowana w bliższym oraz dalszym jej segmencie [23–25]. Wiąże się to ze stopniową redukcją światła tętnicy wzdłuż jej przebiegu, połączona z sukcesywnym wzrostem udziału gałęzi bocznych w regionalnej dystrybucji krwi. Ta sytuacja ulega zmianie dopiero w obecności istotnego zwichnięcia powodującego zwiększony przepływ krwi w gałęziach zlokalizowanych proksymalnie do zwichnięcia. W rezultacie dochodzi do tzw. efektu omijającego przepływu, który sprawia, że wartości parametrów dopplerowskich uzyskane proksymalnie do zwichnięcia nie odzwierciedlają jego znaczenia. Do tego celu niezbędne są wartości predkości przepływu wiencowego rejestrowane dystalnie do niego [26–29]. Miniaturyzacja elementu piezoelektrycznego, jego umieszczenie na szczycie przewodnika angioplastycznego oraz spektralna analiza sygnałów akustycznych umożliwiły dokonywanie pomiarów predkości przepływu krwi dystalnie w stosunku do zwichnięcia zarówno podczas badania diagnostycznego, jak i zabiegu interwencyjnego [28–32]. W badaniu PEACH udowodniono, że stosowanie mikrosondy dopplerowskiej przyspiesza proces diagnostyczny, co pozwala na skrócenie pobytu pacjentów w szpitalu oraz na obniżenie całkowitych jego kosztów [33].

Spośród wielu parametrów dopplerowskich w praktyce wykorzystuje się: rozkurczowo-skurczowy wskaźnik predkości przepływu krwi, proksymalno-dystalny gradient predkości przepływu wiencowego oraz rezerwy przepływu wiencowego [24, 25].

Rozkurczowo-skurczowy wskaźnik predkości przepływu wiencowego dobrze ilustruje fazowość tego przepływu. W warunkach podstawowych uznaje się, że wartość graniczna powyższego parametru wynosi 1,5 [34]. Jednak badania Hellera i wsp. [35] oraz własne [28] wykazały, że nie nadaje się on do oceny przepływu krwi w prawej tętnicy wiencowej, a także (co jest jego wadą) nie jest związany z geometrycznymi cechami zmiany obstrukcyjnej.

Wartość proksymalno-dystalnego gradientu predkości przepływu wiencowego obliczana jest ze stosunku predkości zarejestrowanych proksymalnie

oraz dystalnie do zmiany obstrukcyjnej [24, 25, 34, 36]. Przyjęta powszechnie norma wynosi 1,7 [24, 25]. Jednak w przypadku braku gałęzi bocznych pomiędzy miejscem pomiaru dopplerowskiego a zwichnięciem (bardzo proksymalna zmiana, środkowy segment prawej tętnicy wiencowej czy połączenie aortalno-wiencowe), zgodnie z zasadą zachowania stałości przepływu krwi, nie występują istotne różnice predkości przepływu krwi rejestrowane proksymalnie oraz dystalnie w stosunku do zwichnięcia. Powyższe fakty wpływają na stosunkowo ograniczoną przydatność tego parametru.

Rezerwa przepływu wiencowego, obliczana ze stosunku hiperemicznej predkości przepływu wiencowego do predkości podstawowej, jest najczęściej używanym parametrem dopplerowskim. Za jej wartość graniczną większość autorów przyjmuje 2,0 [37, 38]. Na parametr ten wpływa wiele czynników, do których należą: przerost i zaburzenia kurczliwości lewej komory, obciążenie wstępne oraz częstotliwość serca [39]. Powoduje to określone trudności interpretacyjne, dlatego wymaga uwzględniania stanu pacjenta przy praktycznym stosowaniu rezerwy przepływu wiencowego. Ponadto istnieje wiele sposobów pozwalających uniknąć powyższych problemów. Jednym z nich jest normalizowanie rezerwy przepływu wiencowego o wartość średniego ciśnienia aortalnego [7]. Innym sposobem jest stosowanie tzw. względnej rezerwy przepływu wiencowego, która wyznacza się ze stosunku predkości przepływu krwi w naczyniu ze zwichnięciem oraz predkości przepływu krwi w naczyniu bez zmian obstrukcyjnych u tego samego pacjenta, rejestrowanych podczas hiperemii [4, 5]. Natomiast problem zaniżania wartości rezerwy przepływu w wyniku wzrostu podstawowej predkości przepływu wiencowego po zabiegu PTCR pozwala ominąć metoda zaproponowana przez Serruysa i wsp. [40], która dotyczy używania podstawowej predkości przepływu wiencowego, rejestrowanej przed PTCR przy wyliczaniu rezerwy przepływu wiencowego.

Cisnienia wiencowe

Różnica pomiędzy ciśnieniem proksymalnym a dystalnym w stosunku do zmiany obstrukcyjnej, znana jako gradient przezwichnieniowy, jest parametrem ilustrującym wielkość spadku ciśnienia związanego z przepływem krwi przez daną zmianę. Z badań wielu autorów wynika, że jego wartość przekraczająca 20 mm Hg jest charakterystyczna dla istotnego zwichnięcia (upostępowanie przepływu krwi) oraz wpływa na funkcje serca [12].

Rozwój angiografii ilościowej umożliwił obliczanie hipotetycznego gradientu ciśnienia na podstawie geometrycznej charakterystyki zwichnięcia (tj. jego długości, krzywizny, stopnia redukcji światła) przy założeniu stałych wartości proksymalnego ciśnienia wieńcowego oraz prędkości przepływu krwi [13]. Jednak parametr ten nie odzwierciedla prawdziwych warunków hemodynamicznych, nie znalazł więc praktycznego zastosowania [12, 14]. Dopiero wprowadzenie do użytku klinicznego wypełnionego płynem mikrocewnika oraz mikrosond ciśnieniowych ze zminiaturyzowanymi czujnikami (*PressureWire, Radi Medical; WavePressure, Cardiometrics, Inc.*), pełniących jednocześnie rolę przewodników angioplastycznych, spowodowało ponowne zainteresowanie przez zwichniętym gradientem ciśnienia [15–17]. Uzyskane wyniki wykazały zadowalającą zależność pomiędzy tak obliczonymi wartościami gradientu przez zwichniętym a parametrami angiograficznymi oraz rezerwą przepływu wieńcowego [15, 18].

Stosunkowo niedawno Pijls i wsp. [19] przedstawili interesującą koncepcję cząstkowej rezerwy przepływu wieńcowego (FFR, *fractional flow reserve*), obliczanej w warunkach hiperemii ze stosunku ciśnienia mierzonych dystalnie oraz proksymalnie w stosunku do zwichnięcia (przy założeniu, że wartość ciśnienia w prawym przedsionku jest nieistotna). Wartość tego parametru, który nie zależy od warunków hemodynamicznych podczas badania oraz stanu mięśnia sercowego, w zdrowym naczyniu wynosi 1,0. Przeprowadzone badania [20] wykazały, iż jego wartość $< 0,7$ dobrze korelowała z zaburzeniami perfuzji wieńcowej oraz była połączona z cechami niedokrwienia w trakcie wysiłku. Dodatkowo Bartunek i wsp. [21] stwierdzili zadowalającą zgodność pomiędzy parametrami angiograficznymi, charakteryzującymi zwichnięcie wieńcowe, a cząstkową rezerwą przepływu wieńcowego. Interesujący jest ostatnio zaproponowany wskaźnik oporu nasierdziejowego (ER, *epicardial resistance rate*), który stanowi modyfikację koncepcji Pijlsa [41]. Przy założeniu, że ciśnienie w prawym przedsionku jest nieistotne, parametr ten oblicza się podczas hiperemii ze stosunku różnicy średniego ciśnienia proksymalnego i dystalnego, mierzonych w naczyniu ze zmianą obstrukcyjną do średniego ciśnienia uzyskanego w naczyniu bez zwichnięcia. Wzór ten można uproszczyć do następującej postaci:

$$ER = 1 - FFR/FFR$$

Dotychczasowe badania wykazały dobrą korelację tego parametru ze średnicą naczynia [41].

Wykorzystanie czynnościowych metod oceny zwichnięć wieńcowych

Diagnostyka zwichnięć pośrednich

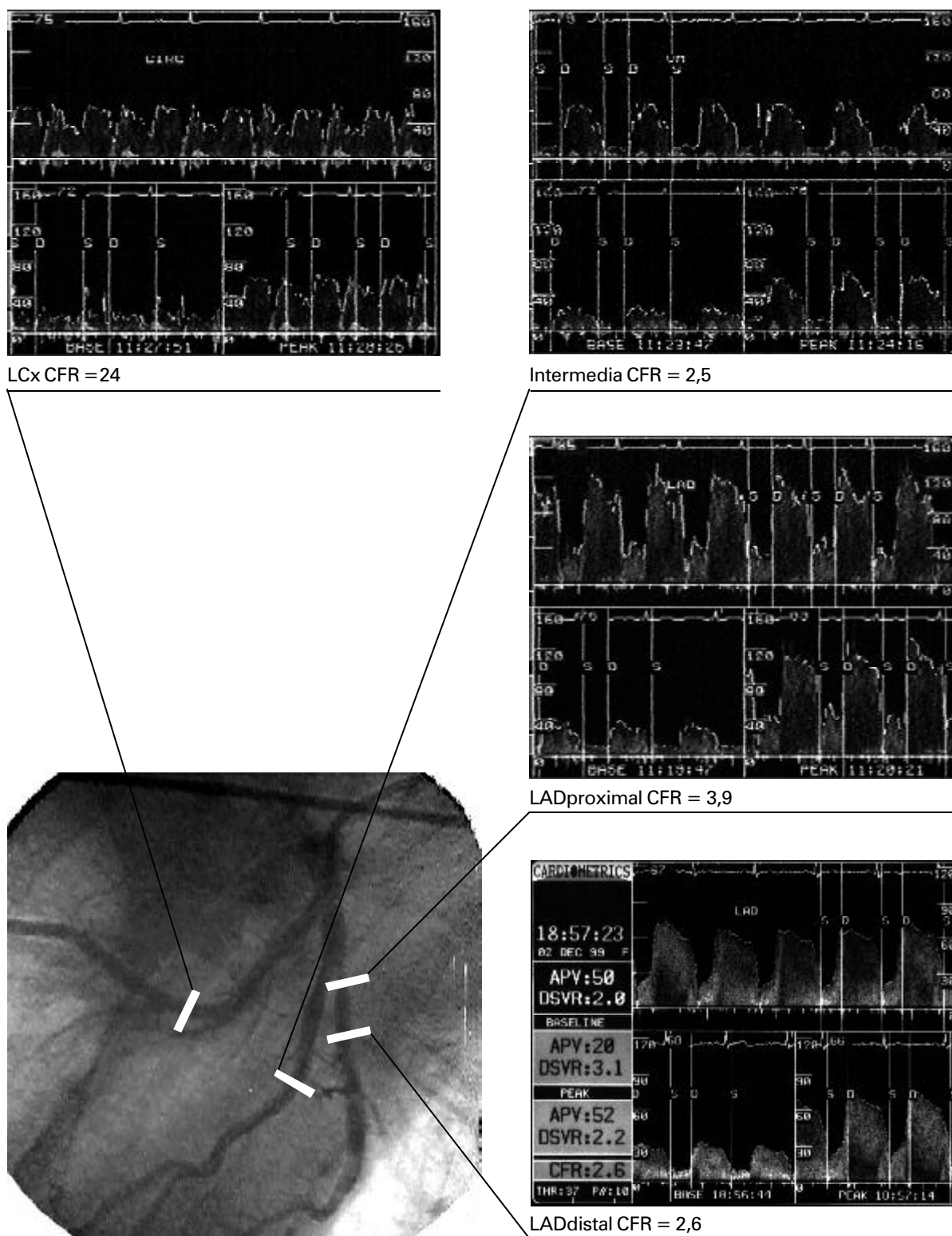
Zwichnięcia redukujące średnicę naczyń o 40–70%, nazywane pośrednimi, wiążą się z decyzją podjęcia lub odstąpienia od PTCR. Jest to szczególnie ważne w związku z potencjalnymi powikłaniami okołozabiegowymi oraz możliwością wystąpienia nawrotnego zwichnięcia (tj. restenozy) u pacjentów poddawanych temu zabiegowi. W licznych pracach wykazano dobrą korelację pomiędzy wartością wieńcowej rezerwy wieńcowej a perfuzyjnymi testami izotopowymi [27, 37, 38]. Fakt ten pozwala na rutynowe wykorzystywanie inwazyjnych metod czynnościowej oceny zwichnięć do podejmowania istotnych decyzji klinicznych, dlatego powstało na ten temat wiele interesujących prac, z których najbardziej reprezentatywnymi są publikacje grupy Kerna oraz Pijlsa.

Kern i wsp. [36] wykazali w 146-osobowej grupie pacjentów, iż odstąpienie od PTCR na podstawie pomiaru dopplerowskiego nie wiąże się z pogorszeniem ich rokowania odległego. Natomiast Pijls oraz De Bruyne [42] udowodnili, że wartość cząstkowej rezerwy przepływu $\lambda 0,75$ jest dobrym prognostykiem odległego stanu pacjenta z pośrednim zwichnięciem wieńcowym. U 80% spośród obserwowanej przez 18 miesięcy grupy pacjentów Pijls i De Bruyne nie stwierdzili jakichkolwiek incydentów klinicznych. Bardzo interesujących danych dostarcza właśnie zakończone badanie DEFER [43]. Dotyczy ono 326 pacjentów ze zwichnięciami pośrednimi bez udokumentowanego niedokrwienia, u których dokonywano oceny cząstkowej rezerwy przepływu. Analiza uzyskanych dotychczas danych wykazała, iż wykonanie PTCR w przypadku cząstkowej rezerwy przepływu $\lambda 0,75$ wręcz pogarsza rokowanie odległe pacjenta.

Ocena wyników wieńcowych zabiegów interwencyjnych

Przyrost światła tętnicy wieńcowej w wyniku PTCR w istotny sposób zmienia warunki przepływu krwi, a tym samym modyfikuje parametry ciśnieniowe i dopplerowskie. W rezultacie redukcji ulega gradient przez zwichniętym oraz proksymalno-dystalny-gradient prędkości przepływu wieńcowego, natomiast wzrasta wartość cząstkowej rezerwy wieńcowej oraz rezerwy przepływu wieńcowego [28, 29, 31].

Pismienictwo dotyczące oceny wyniku PTCR, uzyskanego na podstawie cząstkowej rezerwy przepływu, nie jest zbyt bogate. Pijls [44] jako pierwszy



Ryc. 1. Zdjęcie przedstawia miejsca pomiarów dopplerowskich w lewej tetnicy wiencowej. Zwraca uwagę mała różnica predkosci oraz rezerwy przepływu wiencowego (CFR) w poszczególnych gałęziach badanego naczynia. Wartości rezerwy wiencowej uzyskane dystalnie do zwężenia, ocenianego na około 60% redukcji średnicy naczynia, pozwoliły odstąpić od zabiegu angioplastycznego.

Fig. 1. Picture shows the sites of doppler measurements in left coronary artery. There is no significant differences of coronary blood flow reserve (CFR) in descending anterior and left circumflex arteries, two main branches of investigated vessel. Value of that last index obtained distally to 60% diameter stenosis let us to defer coronary angioplasty.

stwierdził, że wartość $> 0,9$ jest niezależnym wskaźnikiem dobrego wyniku odległego u pacjentów poddanych PTCR. Ponadto wykazał, iż jednoczesne uzyskanie resztkowego zwichnięcia pozabiegowego $< 30\%$ istotnie zmniejsza częstość restenozy oraz potrzeby ponownej rewaskularyzacji w 6 miesięcy po PTCR. Ostatnie badania Tsurumi i wsp. [41] wykazały, że również wskaźnik oporu nasierdżiowego ma bardzo wysoką wartość prognostyczną. Wskaźnik po PTCR wynoszący 0,11 charakteryzował pacjentów wolnych od incydentów klinicznych.

Zdecydowanie bogatsze jest piśmiennictwo na temat wykorzystania do oceny efektów PTCR wewnątrzwieńcowych pomiarów dopplerowskich. Wielu autorów udowodniło, że skuteczna angioplastyka balonowa wiąże się z normalizacją proksymalno-dystalnego gradientu prędkości przepływu wieńcowego [24, 25, 45] oraz rozkurczowo-skurczowego wskaźnika prędkości przepływu wieńcowego [28, 29]. Zmiana wartości tego ostatniego parametru dotyczy przede wszystkim lewych tętnic wieńcowych, w których fazowość przepływu jest oczywista [23]. Po zabiegach angioplastyki balonowej znacząco poprawia się również rezerwa przepływu wieńcowego [28, 29, 31], jednak jej pełna normalizacja nie dotyczy wszystkich pacjentów poddawanych powyższemu zabiegowi, co jest spowodowane suboptymalnym wynikiem zabiegu oraz przetrwałym upośledzeniem krążenia oporowego. Ponadto nie bez znaczenia jest w tym przypadku istotny pozabiegowy przyrost podstawowej prędkości przepływu oraz upośledzenie funkcji mięśnia sercowego [29, 45, 47].

Spośród wielu badań dotyczących dopplerowskiej oceny angioplastyki balonowej najbardziej reprezentatywne jest badanie DEBATE [48]. Dowodzi ono, iż uzyskanie w wyniku angioplastyki balonowej rezydualnego zwichnięcia $< 35\%$ oraz rezerwy przepływu wieńcowego $> 2,5$ wiąże się z istotnie lepszym rokowaniem odległym. U takich pacjentów odsetek ponownych PTCR wyniósł jedynie 16%. Pozabiegowa rezerwa przepływu wieńcowego $< 2,5$ jest związana z dodatnim wynikiem testów wysiłkowych, częstszym nawrotem bólów wieńcowym oraz większą liczbą ponownych PTCR.

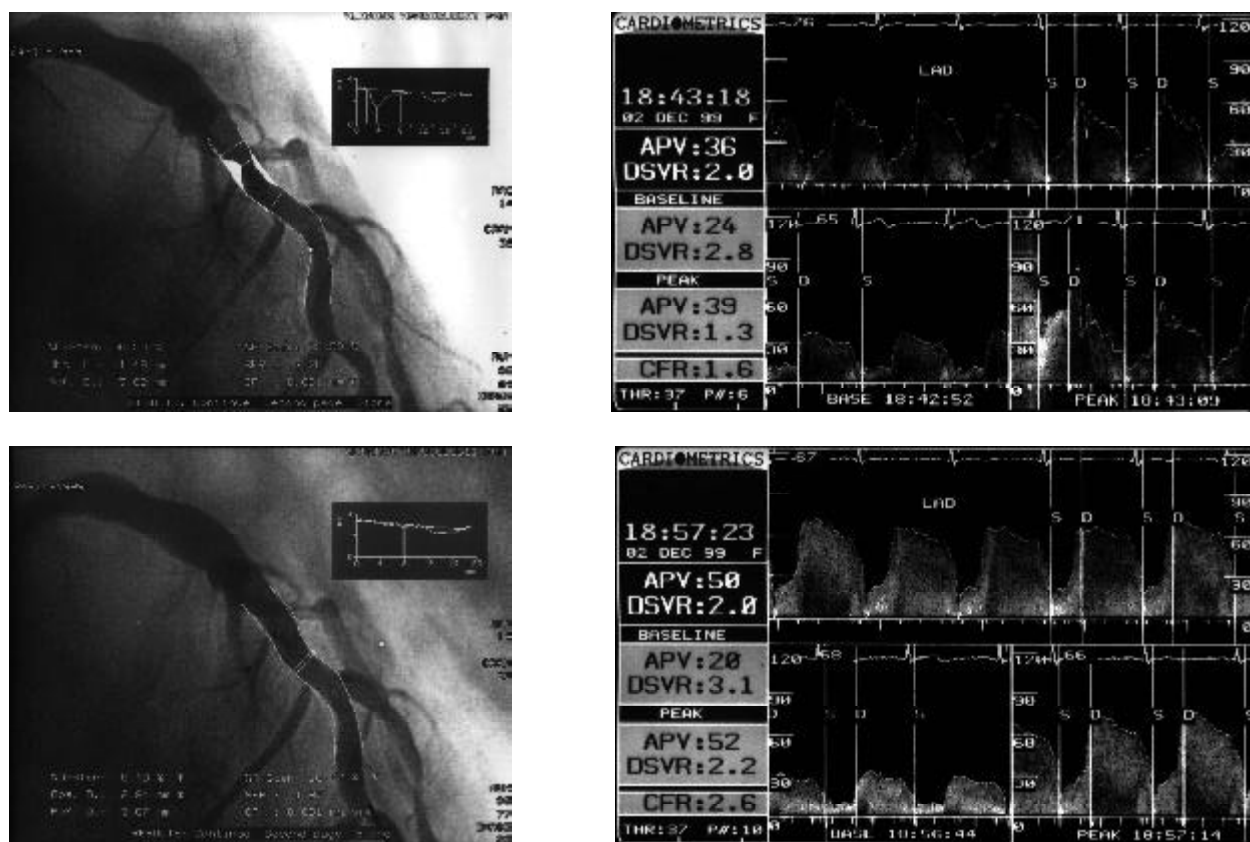
Wewnątrzwieńcowa rejestracja dopplerowska była wykorzystywana do oceny aterektomii kierunkowej oraz rotacyjnej stosunkowo rzadko [49]. Dostępne dane dowodzą, że pomimo uzyskania większego w porównaniu z PTCA światła pozabiegowego wartości poszczególnych parametrów dopplerowskich nie ulegają pełnej normalizacji. Spowodowane jest to upośledzeniem funkcji mikrokrążenia w wyniku mikrozatorów, które powstały w trak-

cie powyższych zabiegów. W piśmiennictwie brakuje wyników oceny tych zabiegów wykonywanych za pomocą mikrosondy ciśnieniowej.

Istotnie większy w stosunku do angioplastyki balonowej przyrost światła naczynia w wyniku zabiegu implantacji stentu wieńcowego powoduje zamiennie lepszą poprawę parametrów dopplerowskich oraz ciśnieniowych [50–52]. Dotyczy to proksymalno-dystalnego gradientu prędkości przepływu, rozkurczowo-skurczowego wskaźnika prędkości przepływu oraz rezerwy przepływu wieńcowego. Piśmiennictwo na temat wykorzystania mikrosondy ciśnieniowej do oceny efektów implantacji stentów jest dużo uboższe. Jednak doświadczenia Pijlsa wskazują, że implantacja stentu istotnie zwiększa wartość cząstkowej rezerwy wieńcowej, a wartość $< 0,94$ sugeruje obecność rezydualnego zwichnięcia pomimo implantacji stentu (przekaz ustny). Natomiast Hanekamp [53], używając mikrosondy ciśnieniowej, nie wykazała istotnych różnic pomiędzy efektem stentów z grupy plecionych (*coil*) acylindrycznych ciętych (*slotted tube*). Rejestracja prędkości przepływu wieńcowego podczas powolnego wycofywania mikrosondy dopplerowskiej w czasie hiperemii pozwala wykorzystywać zasadę stałości przepływu do oceny efektów implantacji stentów. Gwałtowny przyrost hiperemii w trakcie takiego manewru świadczy o obecności rezydualnego zwichnięcia, a tym samym nieoptymalnej implantacji [54]. Równie istotną klinicznie właściwością jest możliwość monitorowania prędkości przepływu wieńcowego po zabiegu PTCR. Z dostępnych doświadczeń wynika, iż jej zaburzenia występują przed ostrymi powikłaniami naczyniowymi [55].

Wewnątrznaczyniowe badanie ultrasonograficzne (IVUS) ujawniła niedoskonałość implantacji stentów dokonywanych za pomocą angiografii ilościowej [56]. Coraz częściej pojawiają się informacje potwierdzające fakt, że użycie IVUS zapewnia uzyskanie istotnie większego światła naczynia, co z kolei ogranicza ilość powikłań okołozabiegowych oraz ponownych rewaskularyzacji [2, 3, 57]. Jednak IVUS wiąże się z koniecznością wprowadzania dodatkowego narzędzia do naczynia wieńcowego, a tym samym z prawdopodobieństwem wystąpienia powikłań. Natomiast mikrosonda dopplerowska oraz ciśnieniowa mogą służyć jako prowadniki angioplastyczne, dostarczając wartościowych informacji bez narazania pacjenta na dodatkowe powikłania. Efekty wykorzystania mikrosond dopplerowskich najlepiej odzwierciedlają badania DEBATE II oraz DESTINI.

Badanie DEBATE II [57] obejmujące 620 pacjentów pozwoliło porównać efekty implantacji sten-



Ryc. 2. Panel górny zdjęcia przedstawia wartości parametrów dopplerowskich, uzyskanych w naczyniu ze zwożeniem zakwalifikowanym na podstawie angiografii ilościowej jako pośrednie (redukcja średnicy naczynia 50,5%). Natomiast panel dolny ilustruje pozytywny efekt przeprowadzonego zabiegu implantacji stentu (MultiLink DUET dl. 8 mm, na baloniku angioplastycznym o średnicy 3,5 mm), przejawiający się istotnym wzrostem rezerwy przepływu wieńcowego, dowodząc tym samym słuszności podjętej decyzji klinicznej.

Fig. 2. Upper part of the picture shows stenosis classified with quantitative coronary angiography as intermediate (50,5% diameter stenosis) with correspondent Doppler flow measurement. Bottom panel represents optimal effect of coronary stent implantation (MultiLink DUET: length 8 mm, balloon diameter 3,5 mm). Significant increase of coronary flow reserve proves that clinical decision taken was right.

tu z angioplastyka balonowa. Udowodniło ono, że najlepsza angioplastyka balonowa, tj. charakteryzująca się rezerwą przepływu wieńcowego $> 2,5$ oraz redukcja średnicy naczynia $< 35\%$, zapewnia lepszy wynik odległy w porównaniu z suboptymalną angioplastyką. Ponadto badanie to wykazało, że implantacja stentu zapewnia dalszą poprawę odległego wyniku w porównaniu z optymalną angioplastyką. Jednak należy podkreślić, iż parametry charakteryzujące najkorzystniejszy wynik angioplastyki balonowej uzyskano jedynie w 35% przypadków. Natomiast w badaniu DESTINI [58], obejmującym 731 pacjentów, za parametry optymalnej angioplastyki balonowej przyjęto wartość rezerwy przepływu wieńcowego przekraczająca 2,0 oraz resztkowa redukcja średnicy naczynia $< 35\%$. Wspomniane pa-

rametry uzyskano u 46% pacjentów, natomiast pozostali chorzy wymagali implantacji stentów. Uzyskane wyniki omawianego badania dowodzą, iż powikłania kliniczne występują najrzadziej w grupie z pierwotną implantacją stentu. Nie stwierdzono istotnej różnicy pomiędzy pacjentami z grupy optymalnej angioplastyki balonowej a pacjentami z implantacją stentu z powodu suboptymalnego wyniku angioplastyki balonowej. Dokładna analiza wyników DESTINI wykazała prognostyczne właściwości pozabiegowej rezerwy przepływu wieńcowego. Jego niska wartość jest związana z częstszymi incydentami klinicznymi po implantacji stentu. Oba cytowane badania wieloosrodkowe zdają się sugerować, iż skuteczna implantacja stentu zapewnia lepszy efekt odległy niż tzw. optymalna angioplastyka balonowa.

Podsumowanie

1. Wewnątrzwiencowe pomiary dopplerowskie oraz pomiary ciśnienia mogą być bezpiecznie wykonywane podczas diagnostycznych koronarografii i podczas PTCR.
2. Czynnościowe metody oceny zwezenia wiencowego pozwalają na bezpieczne odstępowa-

nie od PTCR w przypadkach przekraczających wartości graniczne rezerwy przepływu wiencowego lub cząstkowej rezerwy przepływu.

3. Optymalizacja końcowego wyniku PTCR dokonana na podstawie czynnościowych metod oceny zwezenia wiencowego zapewnia lepsze efekty niż w przypadkach prowadzonych za pomocą angiografii.

Pismiennictwo

1. Bertrand M.E. i wsp. Discordant results of visual and quantitative estimates of stenosis severity before and after coronary angioplasty. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1993; 28: 1.
2. Mintz G. i wsp. The final % cross-sectional narrowing (residual plaque burden) is the strongest intravascular ultrasound predictor of angiographic restenosis. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995 February; 35A (streszczenie).
3. The GUIDE Trial Investigators. IVUS-determined predictors of restenosis in PTCA and DCA: an interim report from the GUIDE Trial, Phase II. *Circulation* 1994; 90, 4, 2, I-23 (streszczenie).
4. Gould K.L., Lipscomb K., Hamilton G.W. Physiologic basis for assessing critical coronary stenosis: instantaneous flow response and regional distribution during coronary hyperemia as measures of coronary flow reserve. *Am. J. Cardiol.* 1974; 33: 87.
5. Gould K.L., Kirkeeide R.L., Buchi M. Coronary flow reserve as a physiologic measure of stenosis severity. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1990; 15: 459.
6. Kern M.J. i wsp. Intravenous adenosine: continuous infusion and low dose bolus administration for determination of coronary vasodilator reserve in patients with and without coronary artery disease. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1991; 18, 3, 718.
7. Kern M.J. i wsp. Interpretation of cardiac pathophysiology from pressure waveform analysis: coronary hemodynamics. Part III: coronary hyperemia. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1992; 26: 204.
8. Zijlstra F., Serruys P.W., Hugenholtz P.G. Papaverine: the ideal coronary vasodilator for investigating coronary flow reserve? A study of timing, magnitude, reproducibility and safety of coronary hyperemic response after intracoronary papaverine. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1986; 12: 298.
9. Lehmann K.G. i wsp. Interventional treatment of „insignificant” stenoses. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995 February (supl.), 269A (streszczenie).
10. Baptista J. i wsp. Quantitative coronary angiography in the estimation of the functional significance of coronary stenosis: correlations with dobutamine — atropine stress test. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 23: 1434.
11. Deychak Y.A. i wsp. Doppler guide wire-derived coronary flow reserve distal to intermediate stenoses used in clinical decision making regarding interventional therapy. *Am. Heart J.* 1994; 128: 178.
12. Anderson H.V. i wsp. Measurement of transstenotic pressure gradient during percutaneous transluminal coronary angioplasty. *Circulation* 1986; 73: 1223.
13. Zijlstra F. i wsp. Does the quantitative assessment of coronary artery dimension predict the physiologic significance of a coronary stenosis? *Circulation* 1987; 75: 1154.
14. Tron Ch. i wsp. Comparison of quantitative angiographically derived and measured translesion pressure and flow velocity in coronary artery disease. *Am. J. Cardiol.* 1995; 75: 11.
15. De Bruyne B., Sys U., Heindrickx G.R. Percutaneous transluminal coronary angioplasty catheters versus fluid-filled pressure monitoring guidewires for coronary pressure measurements and correlation with quantitative angiography. *Am. J. Cardiol.* 1993; 72: 1101.
16. De Bruyne B. i wsp. Transstenotic coronary pressure gradient measurement in humans: in vitro and in vivo evaluation of a new pressure monitoring angioplasty guidewire. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 22: 119.
17. Lamm C. i wsp. High-fidelity translesional pressure gradients during percutaneous transluminal coronary angioplasty: correlation with quantitative coronary angioplasty. *Am. Heart J.* 1993; 126: 66.
18. De Bruyne B., Paulus W.J., Pijls N.H.J. Rationale and application of coronary transstenotic pressure gradient measurements. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1994; 33: 250.
19. Pijls N.H.J. i wsp. Experimental basis of determining maximum coronary, myocardial and collateral blood flow by pressure measurements for assessing functional stenosis severity before and after percutaneous transluminal coronary angioplasty. *Circulation* 1993; 86: 1354.

20. De Bruyne B., Baudhuin T., Melin J.A. i wsp. Coronary flow reserve calculated from pressure measurements in humans: validation with positron emission tomography. *Circulation* 1994; 89: 1013.
21. Bartunek J. i wsp. Quantitative coronary angiography in predicting functional significance of stenoses in an unselected patient cohort. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; 26: 328.
22. White C.W., Wilson R.F., Marcus M.L. Methods of measuring myocardial blood flow in humans. *Prog. Cardiovasc. Dis.* 1988; 31: 2, 79.
23. Kajiya F. i wsp. Blood flow in coronary vessels. W: Blood flow in the heart and large vessels. Sugawera M., Kajiya F., Ktabetake A., Matsuo H. red. Springer Verlag, Tokyo, Berlin, New York 1989; 69.
24. Kern M.J. i wsp. Translesional pressure-flow velocity assessment in patients. Part I. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1994; 31: 49.
25. Kern M.J. i wsp. Fundamentals of translesional pressure-flow velocity measurements. Part II. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1994; 31: 137.
26. Ofili E.O. i wsp. Differential characterization of blood flow, velocity, and vascular resistance between proximal and distal normal epicardial human coronary arteries: analysis by intracoronary Doppler spectral flow velocity. *Am. Heart J.* 1995; 130, 1, 37.
27. Deychak Y.A. i wsp. Doppler guide wire flow-velocity indexes measured distal to coronary stenoses associated with reversible thallium perfusion defects. *Am. Heart J.* 1995; 129: 219.
28. Gil R. Wewnatrzwienkowa ultrasonografia dopplerowska w ocenie hemodynamiki naczyń wieńcowych w chorobie niedokrwiennej serca. *Annales Academiae Medicae Stetinensis* 1996 (supl. 34), Szczecin 1996.
29. Kern M.J. i wsp. Impaired coronary vasodilator angioplasty period: Analysis of coronary artery flow velocity indexes and regional cardiac venous efflux. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1989; 13: 860.
30. Doucette J.W. i wsp. Validation of a Doppler guide wire for intravascular measurement of coronary artery flow velocity. *Circulation* 1992; 85: 1989.
31. Ofili E.O. i wsp. Analysis of coronary blood flow velocity dynamics in angiographically normal and stenosed arteries before and after endolumen enlargement by angioplasty. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 21: 308.
32. Segal J. i wsp. Alterations of phasic coronary artery flow velocity in humans during percutaneous coronary angioplasty. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1992; 20: 276.
33. Joye J.D., Cates C.U., Farah T. i wsp. Cost analysis of intracoronary Doppler determination of lesion significance: preliminary results of the PEACH study. *J. Invasive Cardiol.* 1995; 7: 22A (streszczenie).
34. Donohue T.J. i wsp. Assessing the hemodynamic significance of coronary artery stenoses: analysis of translesional pressure-flow velocity relations in patients. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 22: 449.
35. Heller L.I. i wsp. Blood flow velocity in the right coronary artery: assessment before and after angioplasty. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 24: 1012.
36. Kern M.J. i wsp. Clinical outcome of deferring angioplasty in patients with normal translesional pressure-flow velocity measurements. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; 25: 178.
37. Joye J.D. i wsp. Intracoronary Doppler guide wire versus stress single photon emission computed tomographic Thallium-201 imaging in assessment of intermediate coronary stenoses. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 24: 940.
38. Miller D.D. i wsp. Correlation of pharmacological ^{99m}Tc-SestaMIBI myocardial perfusion imaging with post-stenotic coronary flow reserve in patients with angiographically intermediate artery stenoses. *Circulation* 1994; 89: 2150.
39. McGinn A.L., White C.W., Wilson R.F. Interstudy variability of coronary flow reserve. Influence of heart rate, arterial pressure and ventricular preload. *Circulation* 1990; 81: 1319.
40. Serruys P.W. i wsp. Coronary blood flow velocity during percutaneous transluminal coronary angioplasty as a guide for assessment of the functional result. *Am. J. Cardiol.* 1988; 61: 253.
41. Tsurumi Y., Ota, Y., Mori F., Yamaguchi J., Sato T., Nozaki K., Nakamura A., Sato T., Suzuki K., Tanaka H. Final resistance of the target lesion is a strong predictor of the needs for repeat revascularisation: assessment by novel coronary hemodynamic index, epicardial resistance ratio (ER), obtained by intracoronary pressure measurements. *Circulation* 1999; (supl.) 100: I-376.
42. Bech G.J.W., Pijls N.H.J., De Bruyne B. i wsp. Long-term follow-up after deferral of PTCA of intermediate stenosis, based on coronary pressure measurement. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 31.
43. Bech G.J.W., Pijls N.H.J., De Bruyne B., De Muinck E.D., Hoorntje J.C.R., Escaned J., Stella P.R. Deferral versus performance of PTCA based on coronary pressure derived fractional flow reserve: the DEFER study. *Eur. Heart J.* 1999; 20 (supl. August/September): 371 (streszczenie).
44. Pijls N.H.J., Bech G.J.W., De Bruyne B. i wsp. Prognostic value of pressure derived coronary flow reserve to predict restenosis after regular balloon angioplasty. *Circulation* 1997; 96: I-649.
45. Kern M.J. i wsp. Use of translesional coronary flow velocity for interventional decisions in a patient

- with multiple intermediately severe coronary stenosis. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1993; 29: 148.
46. Laarman G.J., Serruys P.W., Suryapranata H. Inability of coronary flow reserve measurements to assess the efficacy of coronary angioplasty in the first 24 hours in unselected patients. *Am. Heart J.* 1991; 122: 631.
 47. Uren N.G. i wsp. Delayed recovery of coronary resistive vessel function after coronary angioplasty. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 21: 612.
 48. Serruys P.W., Di Mario C., Piek J. i wsp. Prognostic value of intracoronary flow velocity and diameter stenosis in assessing the short- and long-term outcomes of coronary balloon angioplasty. The DEBATE study. *Circulation* 1997; 96: 3369.
 49. Bowers T.R., Stewart R.E., O'Neill W.W. i wsp. Effect of Rotablator atherectomy and adjunctive balloon angioplasty on coronary blood flow. *Circulation* 1997; 95: 1157.
 50. Gil R. i wsp. Angioplastyka balonowa czy protezowanie wieńcowe. Porównanie skuteczności przy pomocy angiografii ilościowej oraz wewnątrzwieńcowych pomiarów dopplerowskich. *Kardiol. Pol.* 1997; 47: 302.
 51. Verna E., Gil R., Di Mario C. i wsp. Does coronary stenting following angioplasty improve distal coronary flow reserve? *Circulation* 1995; 92: I-551.
 52. Bach R.G. i wsp. Clinical application of coronary flow velocity for stent placement during coronary angioplasty. *Am. Heart J.* 1993; 125: 873.
 53. Hanekamp C.E.E., Pijls N.H.J., Koolen J.J., Michels R.H., De Bruyne B., Hans J.R.M. Pressure-derived fractional flow reserve post stent implantation: no difference in epicardial conductance between coil and slotted tube stents. *Eur. Heart J.* 1999; 20 (supl. August/September): 648 (streszczenie).
 54. Kern M.J. i wsp. Continuous coronary flow velocity monitoring during coronary interventions: velocity patterns associated with adverse events. *Am. Heart J.* 1994; 128: 426.
 55. Colombo A. i wsp. Intracoronary stenting without anticoagulation accomplished with intravascular ultrasound guidance. *Circulation* 1995; 91: 1676.
 56. Hodgson J.McB. i wsp. Can intracoronary ultrasound improve PTCA results? Preliminary Core Lab Ultrasound analysis from the CLOUT pilot study. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; February: 143A (streszczenie).
 57. Serruys P.W., De Bruyne B., Sousa E. i wsp. DEBATE II: final results of the 6-month follow-up. *Eur. Heart J.* 1999; 20: 371 (streszczenie).
 58. Di Mario C. Doppler and QCA guided aggressive PTCA has the same target lesion revascularization of stent implantation: 6-month results of the DESTINI Study. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1999; 810-812 (streszczenie).