

Ultrasonograficzna ocena metod doprężania stentu wszczepionego do tętnicy wieńcowej

Ultrasonographic assessment of intracoronary stent postdilations methods

Marcin Rychter, Jacek Kubica, Adam Sukiennik, Marek Radomski, Maria Bogdan, Grzegorz Grzešek, Mirosław Jabłoński, Tomasz Białoszyński, Radosław Piasecki, Marek Koziński i Iwona Świątkiewicz

Katedra i Klinika Kardiologii i Chorób Wewnętrznych Akademii Medycznej w Bydgoszczy

Abstract

Background: *The most effective strategy of stent postdilatation to optimize the results of coronary angioplasty still remains unclear. We evaluated the relationship between atherosclerotic plaque morphology and results of adjunctive balloon post-dilatation after stent implantation using intravascular ultrasound.*

Material and methods: *In 26 patients single stent was implanted into significantly stenosed coronary segment with nominal pressure. Then stents were redilated one to four times with IVUS guiding using either of two methods: higher pressure or bigger balloon. Three-to-five cross-sections within each stent were analysed depending on its length. In 134 cross-sections the influence of higher pressure (4 atm.) and in 32 ones the influence of bigger balloon (0.5 mm in diameter) were analysed. Stent min. and max. diameter (minSD, maxSD [mm]), stent area (SA [mm²]) were assessed in all studied cross-sections. Then average stent diameter (avSD = minSD + maxSD/2) was calculated. Plaques were defined as soft, mixed, hard, calcified or non-calcified, eccentric or concentric using IVUS criteria. Measured and calculated values were obtained before and after stent postdilatation. The difference between parameters obtained before and after postdilatation was calculated.*

Results: *In the group of higher pressure an increment of average stent diameter (0.226 mm) and stent area (1.14 mm²) were greater than in bigger balloon group (0.073 mm and 0.662 mm², respectively). Significant differences were observed in soft, concentric, eccentric and non-calcified plaques. In mixed, hard and calcified plaques the effectiveness of two methods of stent postdilatation was similar.*

Conclusions: *Higher pressure stent postdilatation was proven to be a more effective strategy than bigger balloon to enlarge stent lumen diameter and stent lumen cross-sectional area. (Folia Cardiol. 2004; 11: 433–445)*

intracoronary ultrasound, atherosclerotic plaque, intracoronary stent, coronary heart disease

Adres do korespondencji: Dr med. Marcin Rychter
 Katedra i Klinika Kardiologii i Chorób Wewnętrznych AM
 ul. M. Skłodowskiej-Curie 9, 85–094 Bydgoszcz
 tel. (0 52) 585 40 23, faks (0 52) 585 40 25
 e-mail: marcinrychter@poczta.onet.pl, kikkardiol@amb.bydgoszcz.pl
 Nadesłano: 26.04.2004 r. Przyjęto do druku: 2.06.2004 r.

Wstęp

Zastosowanie wszczepialnych stentów wewnątrzwieńcowych stało się bez wątpienia największym przełomem w kardiologii interwencyjnej od czasu wprowadzenia angioplastyki przez Gruentziga [1]. Początkowo stenty wszczepiano tylko pacjentom z restenozą po konwencjonalnej angioplastyce balonowej oraz w przypadku nagłego lub zagrażającego zamknięcia naczynia. Kolejnym uznanym wskazaniem były zwężenia w żylnych pomostach aortalno-wieńcowych. Wraz ze wzrastającym doświadczeniem operatorów, ulepszeniem techniki implantacji stentów i coraz doskonalszą ich budową, stent wewnątrzwieńcowy stał się narzędziem niezbędnym do prawidłowego funkcjonowania współczesnej pracowni kardiologii inwazyjnej. Implantacja stentu, zarówno elektywna, jak i ze wskazań nagłych, stała się zabiegiem bezpiecznym i niezwykle użytecznym w rękach doświadczonego kardiologa interwencyjnego [2–8]. Obecnie największym ograniczeniem stentowania konwencjonalnego jest zjawisko restenozy w stencie (*instent restenosis*). Rozlana postać restenozy w stencie jest nową jatrogenną chorobą, o stale wzrastającej częstości występowania ze względu na coraz powszechniejsze stosowanie stentów. Jedną z metod wpływającą na zmniejszenie częstości restenozy jest wszczepianie stentu pod kontrolą ultrasonograficzną [3, 6, 9].

Celem pracy było porównanie dwóch metod doprężania stentu wszczepionego do tętnicy wieńcowej pod kontrolą ultrasonograficzną:

- zastosowanie wyższego ciśnienia (o 4 atmosfery w stosunku do ciśnienia użytego pierwotnie do wszczepienia stentu);
- zastosowanie balonu o średnicy większej o 0,5 mm w stosunku do średnicy balonu użytego do wszczepienia stentu.

Optymalny wynik doprężania stentu oceniano w zależności od wewnętrznej struktury blaszki miażdżycowej, jej rozkładu przestrzennego i obecności zwapnień.

Materiał i metody

Ultrasonografię wewnątrzwieńcową (IVUS, *intravascular ultrasound*) wykonano u 26 pacjentów poddanych planowemu zabiegowi przezskórnej śródnaczyniowej rewaskularyzacji z powodu objawów choroby niedokrwiennej serca. Charakterystykę badanej grupy przedstawiono w tabeli 1.

Obrazy ultrasonograficzne uzyskiwano i analizowano przy użyciu systemu do ultrasonografii wewnątrznaczyniowej — Oracle In-Vision (Endoso-

Tabela 1. Charakterystyka kliniczna i angiograficzna pacjentów poddanych przezskórnej rewaskularyzacji

Table 1. Clinical and angiographic features of patients treated by percutaneous coronary intervention

Wiek średni ± SD	60 ± 10 lat
Płeć:	
mężczyźni	19 (73%)
kobiety	7 (27%)
Dławica piersiowa:	
stabilna	18 (69%)
niestabilna	8 (31%)
Tętnice wieńcowe poddane angioplastyce:	
pień lewej tętnicy wieńcowej	1 (4%)
gałąź międzykomorowa przednia	18 (69%)
gałąź okalająca	1 (4%)
prawa tętnica wieńcowa	6 (23%)
Nadciśnienie tętnicze:	
tak	16 (62%)
nie	10 (38%)
Cukrzyca:	
tak	7 (27%)
nie	19 (73%)
Nadwaga lub otyłość:	
tak	15 (58%)
nie	11 (42%)
Hipercholesterolemia:	
tak	15 (58%)
nie	11 (42%)
Palenie tytoniu:	
tak	19 (73%)
nie	7 (27%)
Przebyty zawał serca:	
tak	10 (38%)
nie	16 (62%)
Dodatni wywiad rodzinny w kierunku choroby niedokrwiennej serca:	
tak	15 (58%)
nie	11 (42%)

nic; Stany Zjednoczone). Zastosowano cewniki Visions Five-64 F/X™ (Endosonics; Stany Zjednoczone). Ultrasonograficzną analizę przekrojów tętnic oraz zlokalizowanych w nich zmian miażdżycowych wykonano zgodnie z zaleceniami *Study Group on Intracoronary Imaging of the Working Group of Coronary Circulation and of Subgroup on Intravascular Ultrasound of the Working Group of Echocardiography of the European Society of Cardiology* [10].

Do badania włączono jedynie pacjentów, u których po wszczepieniu stentu przy użyciu ciśnienia nominal-

nego bądź ciśnienia pozwalającego uzyskać optymalny wynik angiograficzny podczas kontroli ultrasonograficznej, wykazano konieczność doprężania stentu (brak spełnionych kryteriów optymalnego wszczepienia stentu).

Przyjęto następujące kryteria optymalnego wszczepienia stentu:

- kryterium angiograficzne — stenozą rezydualną w miejscu wszczepionego stentu wynosząca poniżej 20% średniego wymiaru referencyjnego tętnicy;
- kryterium ultrasonograficzne — pełne rozprężenie stentu (ściśle przyleganie do ściany tętnicy na całej jego długości) oraz minimalny wymiar poprzeczny światła stentu wynoszący co najmniej 80% średniego wymiaru w odcinku referencyjnym.

Wybór sposobu doprężania zależał od decyzji osoby wykonującej zabieg. Liczba doprężeń stentu wynosiła 1–4, aż do uzyskania optymalnego wyniku. Stosowano dwa sposoby doprężeń stentu:

- zwiększenie ciśnienia o 4 atmosfery;
- zastosowanie balonu o średnicy większej o 0,5 mm od średnicy balonu użytego do wszczepienia stentu, przy zastosowaniu takiego samego ciśnienia, jakim uprzednio rozprężono stent.

Analizie poddano segmenty tętnic wieńcowych z wszczepionym stentem, które można było dobrze uwidocznić. Aby uniknąć błędu pomiaru, wynikającego z nierównoległego przebiegu osi badanego naczynia i cewnika ultrasonograficznego, z analiz wyłączono odcinki o krętym przebiegu.

Badaniu poddano następujące grupy segmentów:

- segment 5–10 mm za stentem (dystalny odcinek referencyjny);
- 3–5 segmentów wewnątrz stentu, zależnie od jego długości;
- segment znajdujący się 5–10 mm przed stentem (proksymalny odcinek referencyjny).

Jeżeli zwężenie było zlokalizowane w ujściu tętnicy, za wymiar referencyjny przyjmowano dystalny odcinek referencyjny.

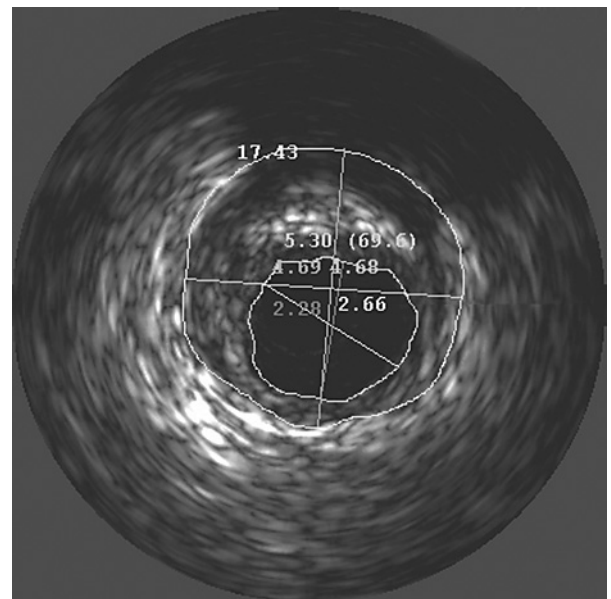
Pomiaru za pomocą cewnika IVUS dokonywano przed implantacją stentu (wybór średnicy i długości stentu zależał od pomiarów ultrasonograficznych). Po wszczepieniu stentu wybierano 3–5 segmentów wewnątrz stentu: 2 segmenty na proksymalnym i dystalnym brzegu stentu, 1–3 segmenty pomiędzy nimi. Dokładna lokalizacja segmentu była możliwa dzięki zastosowaniu systemu automatycznego wycofywania cewnika ze stałą prędkością przesuwu równą 1 mm/s i stałej prędkości zapisu 15 klatek na sekundę. Lokalizując segment po raz pierwszy, zapisywano numer klatki dystalnego i proksymalnego brzegu stentu; numer klatki umożliwiał pomiar odle-

głości i dokładną lokalizację pozostałych segmentów. Wybrany segment w obrębie stentu analizowano każdorazowo po interwencji: po zastosowaniu większego ciśnienia lub balonu o większej średnicy. Łączna liczba segmentów wynosiła 87 (w 19 stentach wyodrębniono 3 segmenty, w 5 — 4 segmenty, w 2 — 5 segmentów). Spośród początkowej liczby 87 segmentów uzyskano 164 przekroje poprzeczne światła naczynia wewnątrz stentu. Z jednego segmentu uzyskiwano 1–4 przekroje, w zależności od liczby doprężeń.

W 132 przypadkach analizowano przekroje wewnątrz stentów, które uzyskano po redylatacji z zastosowaniem większego ciśnienia, w 32 przypadkach analizie poddano przekroje, które powstały po doprężeniu stentu przy użyciu balonu o większej średnicy. Pomiarów w obrębie segmentu dokonywano przed i po redylatacji, następnie obliczano różnice.

Przedmiotem porównania były przyrosty wartości wybranych parametrów w grupie przekrojów po doprężaniu wyższym ciśnieniem i w grupie przekrojów po doprężaniu przy użyciu większego balonu (ryc. 1). Podczas badania każdego z przekrojów mierzono następujące parametry oceny ilościowej:

- TA [mm²] (*total area*) — całkowite pole powierzchni przekroju poprzecznego światła naczynia, otoczonego blaszką elastyczną zewnętrzną;
- TDmax [mm] (*total diameter*) — największy wymiar tętnicy mierzony do granic błony sprężystej zewnętrznej;



Rycina 1. Obraz ultrasonograficzny przekroju poprzecznego tętnicy wieńcowej w miejscu zwężenia

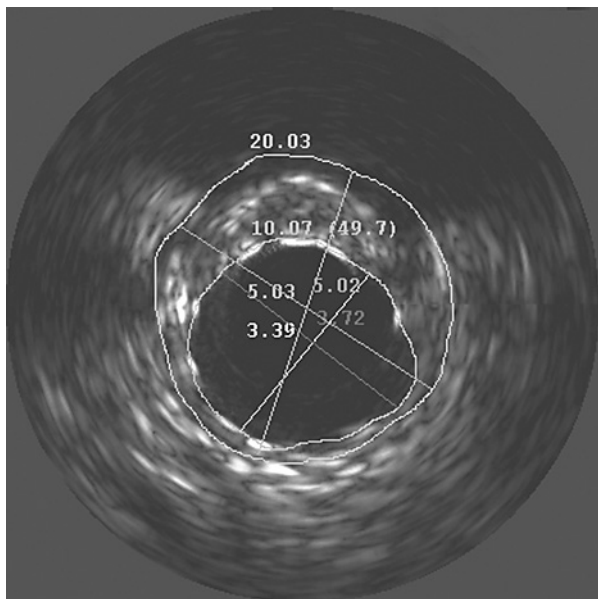
Figure 1. Ultrasonographic image of narrowed coronary segment before stent implantation

- TDmin [mm] (*total diameter*) — najmniejszy wymiar tętnicy mierzony do granic błony sprężystej zewnętrznej;
- LDmax ref [mm] (*lumen diameter*) — największy wymiar światła tętnicy w odcinku referencyjnym;
- LDmin ref [mm] (*lumen diameter*) — najmniejszy wymiar światła tętnicy w odcinku referencyjnym;
- SA [mm²] (*stent area*) — pole powierzchni światła stentu;
- SDmax [mm] (*stent diameter*) — największy wymiar poprzeczny światła stentu;
- SDmin [mm] (*stent diameter*) — najmniejszy wymiar poprzeczny światła stentu;
- T1 [mm] (*plaque thickness*) — najmniejsza grubość blaszki miażdżycowej;
- T2 [mm] (*plaque thickness*) — grubość blaszki miażdżycowej na ścianie przeciwległej do miejsca, gdzie jest ona najcieńsza.

Na podstawie pomiarów obliczono następujące parametry:

- EI (*eccentricity index*) — wskaźnik ekscentryczności blaszki miażdżycowej, wyliczany z wzoru: $EI = T1/T2$;
- av LD ref [mm] — średni wymiar poprzeczny światła tętnicy w odcinku referencyjnym, wyliczany z wzoru: $LDmax\ ref + LDmin\ ref/2$.

Na podstawie wyników pomiarów przeprowadzonych przed i po doprężaniu stentu wyliczono przyrosty następujących parametrów (ryc. 2):



Rycina 2. Obraz ultrasonograficzny tętnicy wieńcowej w miejscu wszczepionego stentu

Figure 2. Ultrasonographic image of coronary segment after stent implantation

- delta SA — średni przyrost pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu;
- delta SD — średni przyrost wymiaru poprzecznego światła stentu.

Wiarygodność ultrasonograficznej oceny ilościowej potwierdzono w wielu wcześniejszych badaniach [11–16]. Ponieważ niemożliwy był dokładny pomiar grubości błony środkowej, pomiaru blaszki miażdżycowej dokonywano z obrysu blaszki elastycznej zewnętrznej [17].

Opierając się na analizie wizualnej, na podstawie różnic echogeniczności poszczególnych składników widocznych w obrazie ultrasonograficznym pod postacią różnych odcieni szarości określano strukturę blaszki miażdżycowej. W razie potrzeby posługiwano się pomiarami planimetrycznymi pola zajmowanego przez tkankę o wysokiej echogeniczności. Na tej podstawie, zgodnie z powszechnie stosowanymi definicjami [12], zaliczano blaszkę do jednego z trzech typów, wprowadzając za Hodgsonem i wsp. [18], Rasheedem i wsp. [19] oraz Kubicą [20] kryterium 80-procentowej jednorodności dla oceny składu blaszki:

- blaszki miękkie (S, *soft*) — zbudowane w ponad 80% z elementów o niskiej echogeniczności; niższej od echogeniczności przydanki;
- blaszki mieszane (M, *mixed*) — zawierające elementy twarde i miękkie, przy czym żadne z nich nie stanowią ponad 80% pola powierzchni przekroju poprzecznego blaszki miażdżycowej;
- blaszki twarde (H, *hard*) — zbudowane w ponad 80% z elementów o wysokiej echogeniczności, takiej jak echogeniczność przydanki lub wyższej.

Dodatkowo, niezależnie od typu blaszki miażdżycowej, oceniano obecność zwapnień, cechujących się wysoką echogenicznością, z charakterystycznym cieniem akustycznym [21]. Ze względu na obecność zwapnień blaszki klasyfikowano jako blaszki ze zwapnieniami — Ca (+) lub blaszki bez zwapnień — Ca (–).

Rozkład przestrzenny blaszek miażdżycowych określano na podstawie współczynnika ekscentryczności zaproponowanego przez Honey'a i wsp. [22]. Zwężenie definiowano jako koncentryczne, jeśli wartość współczynnika ekscentryczności była równa co najmniej 0,5, natomiast gdy wartość współczynnika wynosiła poniżej 0,5, zwężenie klasyfikowano jako ekscentryczne.

Analiza statystyczna

Wyniki pomiarów odległości (wymiarów tętnicy, jej światła i blaszki miażdżycowej) i pól powierzchni (przekroju poprzecznego całej tętnicy i przekroju poprzecznego jej światła) dla poszcze-

gólnych grup przekrojów przedstawiono w postaci: średnia arytmetyczna \pm odchylenie standardowe (SD). Zgodność rozkładów zmiennych z rozkładem normalnym oceniano na siatce rozkładu normalnego i weryfikowano za pomocą testów zgodności Kolmogorowa-Smirnowa z poprawką Lillie-Forsa oraz Shapiro-Wilka.

Większość analizowanych zmiennych nie spełniała kryteriów rozkładu normalnego, wobec czego stosowano testy nieparametryczne. Do porównywania średnich z wyników o charakterze zmiennych niepowiązanych, nieposiadających rozkładu normalnego wykorzystano test Manna-Whitneya. Średnie ze zmiennych zależnych analizowano za pomocą nieparametrycznego testu kolejności par Wilcoxon.

Na wykresach podano wartości średnie, odchylenia standardowe oraz odchylenia standardowe pomnożone przez współczynnik 1,96. Za znamienne przyjęto poziom istotności $p < 0,05$. Obliczenia wykonano przy użyciu pakietu oprogramowania STATISTICA 5.1, w wersji polskiej, produkcji firmy StatSoft®.

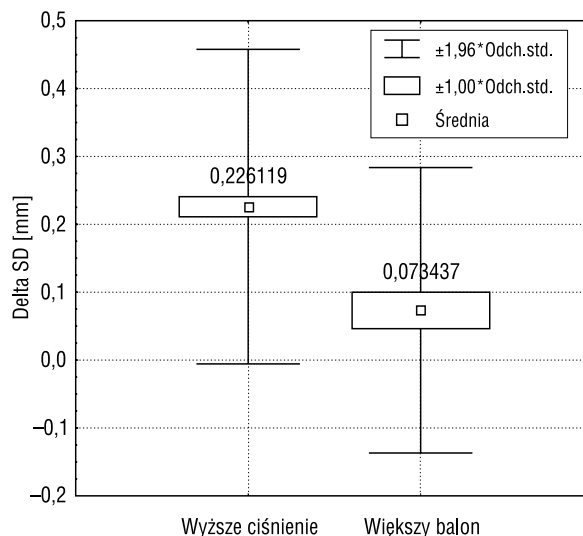
Wyniki

Przedmiotem analizy były 134 przekroje poprzeczne światła stentu, w których jako metodę redylatacji stosowano wyższe ciśnienie, oraz 32 przekroje poprzeczne światła stentu, w których do redylatacji użyto balonu o większej średnicy. W grupie, w której stosowano wyższe ciśnienie, uzyskano znamienne większe przyrosty wymiaru poprzecznego światła stentu (delta SD) oraz pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu (delta SA) (ryc. 3 i 4, tab. 2).

Na podstawie badania IVUS, przeprowadzonego we wszystkich segmentach pokrytych stentem, blaszki miażdżycowe sklasyfikowano jako miękkie (S), mieszane (M) i twarde (H). Częstość występowania poszczególnych typów blaszek miażdżycowych oraz wyniki redylatacji przedstawiono w tabeli 3.

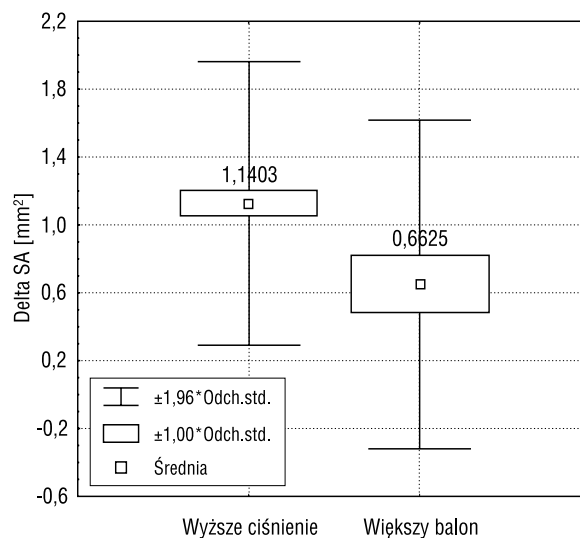
Jako blaszki miękkie sklasyfikowano 70 zmian miażdżycowych: 57 — w grupie, w której zastosowano wyższe ciśnienie, 13 — w grupie, w której użyto większego balonu. W grupie, w której zastosowano wyższe ciśnienie, przyrost wymiaru poprzecznego światła stentu (delta SD) wyniósł 0,257 mm, a przyrost pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu (delta SA) — 1,384 mm²; w grupie, w której użyto większego balonu, przyrosty osiągnęły odpowiednio: delta SD — 0,077 mm, delta SA — 0,685 mm². Różnica między obiema grupami była istotna statystycznie ($p < 0,01$).

Na podstawie badania IVUS 69 zmian miażdżycowych sklasyfikowano jako blaszki mieszane:



Rycina 3. Porównanie przyrostu wymiaru poprzecznego światła stentu we wszystkich blaszkach miażdżycowych

Figure 3. Comparison of increment of intrastent lumen diameter in all atherosclerotic plaques



Rycina 4. Porównanie przyrostu pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu we wszystkich blaszkach miażdżycowych

Figure 4. Comparison of increment of intrastent lumen cross-sectional area in all atherosclerotic plaques

54 — w grupie z wyższym ciśnieniem, 15 — w grupie z większym balonem. W grupie, w której zastosowano wyższe ciśnienie, delta SD wyniósł 0,180 mm, a delta SA — 0,922 mm²; w grupie z większym balonem przyrosty wyniosły odpowiednio: delta SD — 0,083 mm, delta SA — 0,700 mm². Przyrost wy-

Tabela 2. Porównanie wyników doprężania stentu w grupach, w których zastosowano wyższe ciśnienie i większy balon**Table 2.** Comparison of stent postdilatation results between two groups: higher pressure and bigger balloon

Metoda doprężania	Liczba przekrojów	Delta SD [mm]	Delta SA [mm ²]
Wyższe ciśnienie	134	0,226 ± 0,232	1,140 ± 0,826
Większa średnica balonu	32	0,073 ± 0,210	0,662 ± 0,958
p		0,000004	0,001341

Tabela 3. Porównanie wyników doprężania stentu w grupach, w których zastosowano wyższe ciśnienie i większy balon w segmentach z blaszkami miękkimi (S), mieszanymi (M) i twardymi (H)**Table 3.** Comparison of stent postdilatation results between higher pressure and bigger balloon groups in segments with soft (S), mixed (M) and hard (H) plaques

Metoda doprężania	Rodzaj blaszki	Liczba przekrojów	Delta SD [mm]	Delta SA [mm ²]
Wyższe ciśnienie	S	57	0,257 ± 0,231	1,384 ± 0,861
Większa średnica balonu	S	13	0,077 ± 0,225	0,685 ± 0,941
p			0,001557	0,024437
Wyższe ciśnienie	M	54	0,180 ± 0,232	0,922 ± 0,690
Większa średnica balonu	M	15	0,083 ± 0,213	0,700 ± 1,113
p			0,034761	0,114474
Wyższe ciśnienie	H	23	0,159 ± 0,218	1,048 ± 0,902
Większa średnica balonu	H	4	0 ± 0,119	-0,225 ± 0,096
p			0,001557	0,024437

miaru poprzecznego światła stentu był większy (wynik istotny statystycznie) w grupie z wyższym ciśnieniem, nie obserwowano istotnej różnicy, gdy brano pod uwagę przyrost pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu.

Na podstawie badania IVUS 27 zmian miażdżycowych sklasyfikowano jako blaszki twarde: 23 — w grupie z wyższym ciśnieniem, 4 — w grupie z większym balonem. W grupie, w której zastosowano wyższe ciśnienie delta SD wyniósł 0,159 mm, a delta SA — 1,048 mm². W grupie, w której użyto większego balonu, znalazły się tylko 4 przekroje; otrzymane w wyniku redylatacji parametry w stosunku do wyjściowych mieściły się w granicach błęd pomiaru i nie brano ich po uwagę. Nie dokonano porównania ze względu na zbyt małą liczbę blaszek twardych w grupie, w której zastosowano większy balon.

W zależności od rozkładu przestrzennego blaszki miażdżycowej przekroje podzielono na dwie grupy: blaszki koncentryczne i ekscentryczne. Przyjęte kryterium wskaźnika ekscentryczności dla blaszek koncentrycznych ($EI \geq 0,5$) spełniło 40 przekrojów: w grupie z wyższym ciśnieniem — 32 przekroje, w grupie z większym balonem

— 8 przekrojów (tab. 4). W grupie, w której zastosowano wyższe ciśnienie, delta SD wyniósł 0,223 mm, a delta SA — 1,166 mm². W grupie, w której użyto większego balonu, przyrosty osiągnęły odpowiednio: delta SD — 0,031 mm, delta SA — 0,487 mm². Różnica między dwiema metodami doprężeń była istotna statystycznie.

Blaszki ekscentryczne stwierdzono w 126 przekrojach poprzecznych: w grupie z wyższym ciśnieniem — 102, w grupie z większym balonem — 24. W grupie, w której zastosowano wyższe ciśnienie, delta SD wyniósł 0,227 mm, a delta SA — 1,132 mm². W grupie, w której użyto większego balonu, przyrosty osiągnęły odpowiednio: delta SD — 0,087 mm, delta SA — 0,487 mm². Różnica między dwiema metodami doprężeń była istotna statystycznie.

W 41 przekrojach poprzecznych wewnątrz stentów stwierdzono obecność zwapnień. Rozpoznawano je wówczas, gdy w obrazie ultrasonograficznym uwidoczniono strukturę o wysokiej echogeniczności z charakterystycznym cieniem akustycznym. W grupie, w której zastosowano wyższe ciśnienie, stwierdzono 33 blaszki ze zwapnieniami;

Tabela 4. Porównanie wyników dopiężania stentu w segmentach z blaszkami koncentrycznymi i ekscentrycznymi**Table 4.** Comparison of stent postdilatation results in segments with concentric and eccentric plaque

Metoda dopiężania	Rodzaj zmiany	Liczba przekrojów	Delta SD [mm]	Delta SA [mm ²]
Wyższe ciśnienie	Koncentryczna	32	0,223 ± 0,247	1,166 ± 0,771
Większa średnica balonu	Koncentryczna	8	0,031 ± 0,244	0,487 ± 0,942
p			0,012360	0,026786
Wyższe ciśnienie	Ekscentryczna	102	0,227 ± 0,227	1,132 ± 0,846
Większa średnica balonu	Ekscentryczna	24	0,087 ± 0,198	0,721 ± 0,976
p			0,000137	0,015799

w grupie, w której użyto większego balonu, 8 takich blaszek. W grupie z wyższym ciśnieniem delta SD wyniósł 0,235 mm, a delta SA — 0,862 mm². W grupie z większym balonem przyrosty osiągnęły odpowiednio: delta SD — 0,125 mm, delta SA — 0,596 mm². Przyrost wymiaru poprzecznego światła stentu był większy (wynik istotny statystycznie) w grupie z wyższym ciśnieniem, nie obserwowano istotnej różnicy w przypadku przyrostu pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu (tab. 5).

Jako blaszki bez zwapnień sklasyfikowano 125 zmian miażdżycowych: 101 — w grupie z wyższym ciśnieniem, 24 — w grupie z większym balonem. W grupie, w którym zastosowano wyższe ciśnienie, delta SD wyniósł 0,223 mm, zaś delta SA — 1,187 mm². W grupie, w której użyto większego balonu, przyrosty osiągnęły odpowiednio: delta SD — 0,056 mm, delta SA — 0,886 mm². Przyrosty wymiaru poprzecznego oraz pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu były większe (wynik istotny statystycznie) w grupie z wyższym ciśnieniem (tab. 5).

Dyskusja

Jednym z najważniejszych czynników wpływających na odległe rokowanie pacjentów, poddanych

zabiegom przezskórnej rewaskularyzacji, jest restenoza w stencie. Nie ulega wątpliwości, że częstość występowania restenozy zależy od stopnia powiększenia światła tętnicy [8, 23, 24]. W celu osiągnięcia optymalnego wyniku implantacji w większości przypadków konieczne jest dopiężanie stentu [23, 25–33]. W zależności od procedury wszczepienia stentu (ciśnienia stosowanego do implantacji) oraz przyjętych kryteriów powodzenia zabiegu przytaczany w piśmiennictwie odsetek stentów nie w pełni rozprężonych wynosił 40–88%. Zastosowanie IVUS pozwala na uzyskanie większego światła w implantowanym stencie [7, 23, 25, 33]. W przypadku niezadowolającego wyniku wszczepienia stentu powszechnie stosuje się dwie alternatywne metody redylatacji. Jednym ze sposobów dopiężania stentu jest wykorzystanie wyższych ciśnień, inna metoda polega na użyciu balonu o większej średnicy.

Wyniki badań CRUISE [3] i TULIP [6] oraz metaanaliza Caselli i wsp. [9] pokazały, że zastosowanie IVUS w trakcie zabiegu stentowania naczyń wieńcowych przynosi korzyści nie tylko w postaci osiągnięcia lepszego wyniku bezpośredniego (większe pole powierzchni światła stentu), ale również pozwala na zmniejszenie częstości występowania restenozy oraz zmniejszenie liczby ponownych re-

Tabela 5. Porównanie wyników dopiężania stentu w segmentach z blaszkami ze zwapnieniami oraz bez zwapnień**Table 5.** Comparison of stent postdilatation results in segments with calcified and non-calcified plaque

Metoda dopiężania	Zwapnienia	Liczba przekrojów	Delta SD [mm]	Delta SA [mm ²]
Wyższe ciśnienie	Ca (+)	33	0,235 ± 0,209	0,997 ± 0,709
Większa średnica balonu	Ca (+)	8	0,112 ± 0,214	0,662 ± 1,194
p			0,026608	0,122069
Wyższe ciśnienie	Ca (-)	101	0,223 ± 0,239	1,187 ± 0,859
Większa średnica balonu	Ca (-)	24	0,056 ± 0,208	0,55 ± 0,19
p			0,000027	0,001046

waskularyzacji w obrębie tego samego zwężenia. Jedynie w badaniu OPTICUS [34] nie wykazano różnic w częstości restenozy po 6 miesiącach oraz w występowaniu złożonego kryterium oceny (zawał serca, ponowna rewaskularyzacja wieńcowa) w czasie 12-miesięcznej obserwacji pomiędzy grupami angiograficzną i ultrasonograficzną.

Ocena ultrasonograficzna pozwoliła na wypracowanie skutecznej i bezpiecznej metody wszczepiania stentu, polegającej na zastosowaniu wysokich ciśnień w trakcie implantacji [7, 8, 23, 25, 27, 29, 35]. Jak dotychczas w jednej tylko pracy — Dirschingera i wsp. [36] — wykazano, że zastosowane ciśnienie do wszczepienia stentu (niskie czy wysokie) nie wpływa na rokowanie odległe pacjentów poddanych zabiegowi implantacji stentu. Kontrola ultrasonograficzna umożliwia uzyskanie większej minimalnej powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu [3, 7, 37] oraz większego wymiaru poprzecznego stentu [3, 6, 25, 35], ocenianych bezpośrednio po zabiegu. Stosowanie wysokich ciśnień do implantacji stentu stało się możliwe dzięki kontroli ultrasonograficznej. W jednej z pierwszych prac poruszających to zagadnienie Mudra i wsp. [31] tylko u 6 chorych (38%), u których wszczepiali stenty przy użyciu ciśnienia 10 atm, osiągnęli zadowalający wynik, tzn. zwężenie rezydualne nie przekraczało 20% wymiaru poprzecznego światła naczynia w odcinku referencyjnym. Dopięcie stentu przy zastosowaniu wyższego ciśnienia pozwoliło uzyskać przyrost pola powierzchni przekroju poprzecznego światła średnio o $40 \pm 15\%$. Również w badaniu POSTIT [25] odsetek optymalnie implantowanych stentów zależał od zastosowanego ciśnienia inflacji. Przy rozprężaniu stentu za pomocą ciśnienia mniejszego niż 12 atm odsetek optymalnie implantowanych stentów wyniósł 14%, przy ciśnieniu wynoszącym co najmniej 12 atm — 36%. Na wynik bezpośredni nie miały wpływu rodzaj czy też nominalny rozmiar stentu, ale wartość ciśnienia inflacji. W niniejszym badaniu także stosowano różne rodzaje stentów w przekonaniu, że nie będzie to miało wpływu na ostateczny wynik.

W przedstawianej pracy ocenie poddano 134 przekroje wewnątrz stentów poszerzanych ciśnieniem inflacji wyższym o 4 atm oraz 32 przekroje stentów poszerzanych balonem o średnicy większej o 0,5 mm przy użyciu ciśnienia takiego samego jak podczas wcześniejszej inflacji. W obrębie tego samego stentu, w zależności od liczby redylatacji, czasami kilkakrotnie dokonywano pomiarów ultrasonograficznych, do momentu aż zostały spełnione przyjęte w pracy kryteria optymalnego wszczepienia stentu. Tego rodzaju postępowanie, jak pokazano w pra-

cy Jeremiasa i wsp. [38], nie ma przewagi nad oceną ultrasonograficzną, przeprowadzoną tylko na końcu zabiegu, ale też nie daje gorszych wyników i można je bezpiecznie stosować. Wykonując kilkakrotne pomiary w tym samym segmencie stentu, wykazano, że stosowanie wysokich ciśnień do dopięcia stentu powoduje przyrost wymiaru poprzecznego i pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu większy niż w przypadku wykorzystania większego balonu. Dla całej grupy przekrojów przy użyciu metody dopięcia stentu za pomocą wyższego ciśnienia uzyskano przyrost wymiaru poprzecznego światła stentu o 0,226 mm, natomiast przy zastosowaniu balonu większego zaledwie o 0,073 mm, przyrost pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu w grupie wyższego ciśnienia wyniósł $1,14 \text{ mm}^2$, a w grupie większego balonu — $0,662 \text{ mm}^2$. Niepodważalną zaletą niniejszej pracy jest fakt, że doboru średnicy stentu przeznaczonego do implantacji dokonywano na podstawie pomiarów ultrasonograficznych, a nie angiograficznych. Pozwoliło to wyeliminować sytuacje, w których wybrano stent o średnicy nieadekwatnej do rzeczywistych wymiarów tętnicy. W pracy Colombo i wsp. [23] prezentującej największy jak dotąd materiał, w której porównano metody dopięcia stentów wyższym ciśnieniem i większym balonem, autorzy dokonywali oceny ultrasonograficznej dopiero po osiągnięciu zadowalającego wyniku angiograficznego ze stenozą mniejszą niż 20%. Na podstawie badań obejmujących dużą liczbę 864 stentów wszczepionych do 452 tętnic wieńcowych stwierdzili, że pomimo zadowalającego wyniku angiograficznego (zwężenie rezydualne $< 20\%$) aż w 40% przypadków ultrasonograficzny obraz segmentów naczyń z implantowanym stentem nie spełniał przyjętych przez nich kryteriów powodzenia zabiegu, tj. pole powierzchni światła wewnątrz stentu wynosiło powyżej 60% pola przekroju poprzecznego światła tętnicy w odcinku referencyjnym [23]. W celu optymalizacji wyniku Colombo i wsp. stosowali wyższe ciśnienia oraz większe balony (stosunek średnicy balonu do średnicy tętnicy w odcinku referencyjnym proksymalnym do zwężenia wynosił 1,20). W grupie, w której zastosowano większy balon, uzyskano minimalny wymiar światła wewnątrz stentu równy $3,44 \pm 0,54 \text{ mm}$, znamienne wyższy niż w grupie wysokiego ciśnienia ($3,21 \pm 0,49 \text{ mm}$; $p = 0,001$). W omawianej pracy dopięcie stentu większym balonem wykonywano przy użyciu wysokiego ciśnienia — średnio 14,7 atm (w grupie wyższego ciśnienia — 15,7 atm), nie można zatem powiedzieć, że jedyną przyczyną bardziej skutecznego poszerzenia światła tętnicy była większa średnica balonu.

Konieczność zastosowania większego balonu mogła się wiązać z niedoszacowaniem średnicy stentu — w pracy Colombo i wsp. oceny IVUS dokonywano dopiero po implantacji. Werner i wsp. [33] opublikowali wyniki wszczepienia 79 stentów za pomocą wysokiego ciśnienia inflacji pod kontrolą ultrasonograficzną. Mimo stosowania wysokich ciśnień 16–20 atm w przypadku 28 stentów nie udało się uzyskać ściślego przylegania stentu do ściany naczynia — pełne rozprężenie stentu osiągnięto dopiero po użyciu większego balonu, przy jednoczesnym zastosowaniu ponownie wysokiego ciśnienia inflacji. Przed implantacją badanie IVUS wykonano u 78% pacjentów, część niepowodzeń mimo wysokich ciśnień mogła zatem wynikać ze zbyt małej średnicy stentu. Inną metodę doprężenia stentu, tzn. użycie jednocześnie wysokiego ciśnienia oraz większego balonu, zastosowali Johannsson i wsp. [29]. Celem ich badania było uzyskanie ultrasonograficznych kryteriów optymalnego wszczepienia stentu bez użycia IVUS w trakcie zabiegu. Badacze ci implantowali 34 stenty, wykorzystując średnie ciśnienie 12,6 atm, tak aby angiograficznie stwierdzona stenoza rezidualna była mniejsza niż 10%. Następnie wykonali redylatacje za pomocą ciśnienia średniego wynoszącego 16 atm balonem o 0,25 mm większym od balonu, na którym znajdował się stent. Analizę ultrasonograficzną wykonano po zakończeniu zabiegu. Wynik porównywano z wynikiem uzyskanym w grupie, w której nie stosowano redylatacji. W grupie z redylatacją wszystkie stenty miały dobrą apozycję, minimalne pole powierzchni światła wewnątrz stentu większe lub równe 90% dystalnej referencji (kryteria AVID) uzyskano w 70% przypadków, minimalne pole powierzchni światła wewnątrz stentu większe lub równe 9 mm² osiągnięto w 46% stentów: w grupie bez redylatacji wyniki kształtowały się odpowiednio na poziomie 32% i 11%. Stenty implantowano pierwotnie za pomocą stosunkowo niskiego ciśnienia ok. 12 atm, podobnie jak w niniejszej pracy, użycie wyższego ciśnienia do redylatacji po raz kolejny pozwoliło uzyskać lepszy wynik bezpośredni zabiegu.

Jaki jest mechanizm korzystnego działania wysokiego ciśnienia inflacji? Zastosowanie wyższego ciśnienia (przyłożenie większej siły) przy takiej samej średnicy balonu w miejscach, które wcześniej nie uległy odkształceniu, zwiększa szanse na przełamanie oporu tkanki poprzez jej pęknięcie, pozwalając na bardziej równomierne powiększenie światła tętnicy. Coraz częściej w wielu publikacjach sugeruje się, że przyczyną niedostatecznego rozprężenia stentu jest opór zmienionej miażdżycowo ściany tętnicy, który nie pozwala na uzyskanie nominalne-

go wymiaru stentu przy zastosowaniu balonu, na którym znajduje się stent [25, 29]. W niniejszej pracy wykazano, że wykorzystanie wysokich ciśnień do implantacji stentu daje lepsze wyniki, niezależnie od morfologii blaszki miażdżycowej.

Niewiele jest jednak publikacji analizujących zależność wyniku implantacji stentu od morfologii i składu blaszki miażdżycowej [39–42]. W prezentowanej grupie segmentów tętnic wieńcowych, w obrębie miękkich blaszek miażdżycowych przyrosty wymiaru poprzecznego i pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu były zdecydowanie większe przy stosowaniu wyższego ciśnienia niż przy użyciu większego balonu. Gorsze wyniki doprężenia stentu uzyskano w przypadku blaszek mieszanych. W twardych blaszkach miażdżycowych, ze względu na ich małą liczebność w grupie, w której użyto większego balonu (n = 4), nie można było dokonać wiarygodnego porównania obu metod doprężeń. Przypuszcza się, że uzyskanie lepszych wyników redylatacji stentu w segmentach z blaszkami miękkimi wiązało się z łatwiejszą redystrybucją materiału miażdżycowego niż w blaszkach zwłókniałych i zwapniałych. Taką interpretację wyników potwierdzają obserwacje dotyczące segmentów z blaszkami mieszanymi i twardymi, w których przyrosty wymiaru poprzecznego światła stentu były mniejsze niż w blaszkach miękkich. Do podobnych wniosków doszli Sukiennik i wsp. [42], którzy oceniali bezpośredni wynik implantacji stentu. Autorzy ci wykazali, że największe pole powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu uzyskano w segmentach tętnic wieńcowych z blaszkami miękkimi, mniejsze w przypadku blaszek mieszanych, najmniejsze w blaszkach twardych. Odmienne wyniki przedstawiono w pracy Marsico i wsp. [41], którzy badając za pomocą IVUS grupę 18 pacjentów z wszczepionym stentem, nie wykazali znamienych różnic w wielkości uzyskanego światła naczynia bezpośrednio po implantacji stentu między blaszkami miękkimi i twardymi.

Ze strukturą blaszki miażdżycowej ściśle wiąże się obecność zwapnień. Implantacja stentu do tętnicy wieńcowej w przypadku stwierdzenia dużych zwapnień może być utrudniona, a osiągnięcie całkowitego rozprężenia stentu czasami staje się niemożliwe z powodu obecności dużych sił oporu ze strony mocno zwapniałej blaszki miażdżycowej [43]. Wykazano wcześniej, że blaszki miażdżycowe zbudowane z tkanki włóknistej, z obecnością zwapnień, wpływają na niecałkowite rozprężenie stentu [44, 45], szczególnie gdy zajmują ponad 1/4 obwodu naczynia [46]. Niepełne rozprężenie stentu zwiększa częstość restenozy [47]. W badanych

przez autorów niniejszej pracy segmentach tętnic wieńcowych zwapnienia stwierdzono w 25% blaszek miażdżycowych. W grupie blaszek ze zwapnieniem przyrost pola powierzchni przekroju poprzecznego stentu nie różnił się między grupami, w których użyto wysokie ciśnienie i większy balon. Nieznaczące, ale istotne statystycznie różnice zanotowano na korzyść wysokiego ciśnienia, gdy rozpatrywano przyrost wymiaru poprzecznego światła stentu. W badaniu Albrechta i wsp. [39] zaobserwowano, że w blaszkach ze zwapnieniami rozciągnięcie ściany naczynia i redukcja wielkości blaszki miażdżycowej są słabiej zaznaczone niż w przypadku blaszek bez zwapnień. W analizowanych przez autorów niniejszej pracy segmentach tętnic wieńcowych w blaszkach bez zwapnień zastosowanie wyższego ciśnienia jako metody redylatacji spowodowało istotniejsze zwiększenie średnicy i światła stentu niż użycie większego balonu. Można przypuszczać, że blaszki bez zwapnień są bardziej podatne na odkształcanie oraz przesunięcie materiału miażdżycowego wzdłuż osi długiej tętnicy. Zastosowanie wyższego ciśnienia przy takiej samej średnicy balonu pozwala na bardziej równomierne powiększenie światła tętnicy. Użycie większego balonu do doprężenia stentu zapewnia dobry efekt w miejscach podatnych na odkształcanie, może jed-

nak powodować niekorzystną redystrybucję blaszki miażdżycowej.

W analizowanym materiale przewagę zastosowania wyższego ciśnienia nad użyciem większego balonu jako metody doprężania stentu wykazano zarówno w blaszkach koncentrycznych, jak i ekscentrycznych. W obu typach blaszek miażdżycowych przy wykorzystaniu wyższego ciśnienia jako metody redylatacji stentu autorzy uzyskali większe przyrosty wymiaru poprzecznego oraz pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu w porównaniu z doprężaniem stentu większym balonem. Podobne obserwacje poczynili Albrecht i wsp. [39], wykazując, że wielkość światła tętnicy, stopień rozciągnięcia naczynia i redukcja wielkości blaszki miażdżycowej nie różniły się istotnie w czasie implantacji stentu w blaszkach ekscentrycznych w porównaniu z koncentrycznymi.

Wnioski

Doprężanie stentu za pomocą wyższego ciśnienia powoduje większe przyrosty wymiaru poprzecznego oraz pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu niż w przypadku stosowania większego balonu przy użyciu takiego samego ciśnienia. Różnice te są najsilniej wyrażone w przypadku miękkich blaszek miażdżycowych oraz blaszek bez zwapnień.

Streszczenie

Wstęp: *Celem pracy było porównanie dwóch metod doprężania stentu pod kontrolą ultrasonograficzną w zależności od wewnętrznej struktury blaszki miażdżycowej, jej rozkładu przestrzennego i obecności zwapnień.*

Materiał i metody: *U 26 pacjentów z chorobą niedokrwienną serca wszczepiono stent do tętnicy wieńcowej. Pod kontrolą ultrasonografii wewnątrzwieńcowej stenty doprężano przy użyciu dwóch metod: zastosowania większego ciśnienia (o 4 atm więcej) lub zastosowania balonu o średnicy większej o 0,5 mm. Stenty doprężano 1–4 razy w celu osiągnięcia optymalnego wyniku. W zależności od długości stentu wybierano 3–5 segmentów w jego obrębie. W 134 segmentach do doprężania stentu stosowano wyższe ciśnienie, w 32 segmentach — większy balon. Mierzono pole powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu ($SA [mm^2]$) oraz minimalny i maksymalny wymiar poprzeczny światła stentu ($minSD, maxSD [mm]$), z czego wyliczono średnią ($avSD = (minSD + maxSD)/2$). Z wartości przed i po redylatacji wyliczono przyrosty, które następnie porównywano w zależności od metody doprężenia. Blaszkę miażdżycową sklasyfikowano według kryteriów ultrasonograficznych jako: miękkie, mieszane, twarde, ze zwapnieniami i bez zwapnień, koncentryczne i ekscentryczne.*

Wyniki: *Po zastosowaniu wyższego ciśnienia do doprężenia stentu obserwowano większe przyrosty średniego wymiaru poprzecznego światła stentu ($avSD = 0,226 mm$) oraz pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu ($SA = 1,14 mm^2$) niż po użyciu większego balonu ($avSD = 0,073 mm$, $SA = 0,662 mm^2$). Istotne różnice stwierdzono w blaszkach miękkich, koncentrycznych, ekscentrycznych i bez zwapnień. Skuteczność obu metod redylatacji stentu była podobna w blaszkach mieszanych, twardych i ze zwapnieniami.*

Wnioski: *Doprężanie stentu przy użyciu wyższego ciśnienia powoduje większe przyrosty wymiaru poprzecznego oraz pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu niż w przypadku stosowania większego balonu z zastosowaniem takiego samego ciśnienia.* (Folia Cardiol. 2004; 11: 433–445)

ultrasonografia wewnątrzwieńcowa, blaszka miażdżycowa, stent wewnątrzwieńcowy, choroba wieńcowa

Piśmiennictwo

1. Gruentzig A.R., Senning A., Siegenthaler W.E. Non-operative dilatation of coronary artery stenosis. *N. Eng. J. Med.* 1979; 301: 61–64.
2. de Jaegere P., Mudra H., Figulla H. i wsp. Intravascular ultrasound-guided optimized stent deployment. Immediate and 6 months clinical and angiographic results from the Multicenter Ultrasound Stenting in Coronaries Study (MUSIC Study). *Eur. Heart J.* 1998; 19: 1214–1223.
3. Fitzgerald P.J., Oshima A., Hayase M. i wsp. Final Results of the Can Routine Ultrasound Influence Stent Expansion (CRUISE) study. *Circulation* 2000; 102: 523–530.
4. Morice M.C., Breton C., Bunouf P. i wsp. Coronary stenting without anticoagulation, without intravascular ultrasound. Results of the French registry. *Circulation* 1995; 92: I-796.
5. Nakamura S., Hall P., Gaglione A. i wsp. High pressure assisted coronary stent implantation accomplished without intravascular ultrasound guidance and subsequent anticoagulation. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1997; 29: 21–27.
6. Oemrawsingh P.V., Mintz G.S., Schlij M.J., Zwinderman A.H., Jukema J.W., van der Wall E.E. Intravascular ultrasound guidance improves angiographic and clinical outcome of stent implantation for long coronary artery stenoses: final results of a randomized comparison with angiographic guidance (TULIP Study). *Circulation* 2003; 107: 62–67.
7. Schiele F., Meneveau N., Seronde M.F. i wsp. Medical costs of intravascular ultrasound optimization of stent deployment. Results of the multicenter randomized “REStenosis after Intravascular ultrasound STenting” (RESIST) study. *Int. J. Cardiovasc. Intervent.* 2000; 3 (4): 207–213.
8. Serruys P.W., de Jaegere P., Kiemeneij F. i wsp. A comparison of balloon-expandable-stent implantation with balloon angioplasty in patients with coronary artery disease. Benestent Study Group. *N. Eng. J. Med.* 1994; 331: 489–495.
9. Casella G., Klauss V., Ottani F., Siebert U., Sangiorgio P., Bracchetti D. Impact of intravascular ultrasound-guided stenting on long-term clinical outcome: a meta-analysis of available studies comparing intravascular ultrasound-guided and angiographically guided stenting. *Catheter. Cardiovasc. Interv.* 2003; 59: 314–321.
10. di Mario C., Gorge G., Peters R. i wsp. Clinical application and image interpretation in intracoronary ultrasound. *Eur. Heart J.* 1998; 19: 207–229.
11. Gurley J.C., Nissen S.E., Grines C.L., Booth D.C., Fischer C., De Maria A.N. Comparison of intravascular ultrasound and angiography following percutaneous transluminal angioplasty. *Circulation* 1990; 82: III-72.
12. Mourichi M., Gordon I., Honye J. i wsp. Validation of intravascular ultrasound. W: Tobis J.M., Yock P.G. *Intravascular ultrasound imaging.* Churchill Livingstone, New York 1992; 57–70.
13. Moussa I., di Mario C., Moses J., Di Francesco L., Reimers B., Tobis J., Colombo A. The impact of pre-intervention plaque area as determined by intravascular ultrasound on luminal renarrowing following coronary stenting. *Circulation* 1996; 94: I-261.
14. Nishimura R.A., Reeder G.S. Intravascular ultrasound. Research technique or clinical tool? [Editorial comment]. *Circulation* 1992; 86: 322–324.
15. Tobis J.M., Mallery J., Mahon D. i wsp. Intravascular ultrasound imaging of human coronary arteries *in vivo*. Analysis of tissue characterizations with comparison to *in vitro* histological specimens. *Circulation* 1991; 83: 913–926.
16. Tobis J.M., Mallery J.A., Gessert J. i wsp. Intravascular ultrasound cross-sectional arterial imaging before and after balloon angioplasty *in vitro*. *Circulation* 1989; 80: 873–882.
17. Mallery J.A., Tobis J.M., Griffith J. i wsp. Assessment of normal and atherosclerotic arterial wall thickness with an intravascular ultrasound imaging catheter. *Am. Heart J.* 1990; 119: 1392–1400.
18. Hodgson J.M., Reddy K.G., Suneja R. i wsp. Intracoronary ultrasound imaging: correlation of plaque morphology with angiography, clinical syndrome and procedural results in patients undergoing coronary angioplasty. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 21: 35–44.
19. Rasheed Q., Dhawale P.J., Anderson J. i wsp. Intracoronary ultrasound-defined plaque composition: compu-

- ter-aided plaque characterization and correlation with histologic samples obtained during directional coronary atherectomy. *Am. Heart J.* 1995; 129: 631–637.
20. Kubica J. Zmiany miażdżycowe w tętnicach wieńcowych w angiografii i ultrasonografii wewnątrzwieńcowej. *Kardiol. Pol.* 1994; 41: 463–467.
 21. Tuzcu E.M., Berkalp B., De Franco A.C. i wsp. The dilemma of diagnosing coronary calcification: angiography versus intravascular ultrasound. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 27: 832–838.
 22. Honye J., Mahon D.J., Jain A. i wsp. Morphological effects of coronary balloon angioplasty *in vivo* assessed by intravascular ultrasound imaging. *Circulation* 1992; 85: 1012–1025.
 23. Colombo A., Hall P., Nakamura S. i wsp. Intracoronary stenting without anticoagulation accomplished with intravascular ultrasound guidance. *Circulation* 1995; 91: 1676–1688.
 24. Fischman D.L., Leon M.B., Baim D.S. i wsp. A randomized comparison of coronary-stent placement and balloon angioplasty in the treatment of coronary artery disease. Stent Restenosis Study Investigators. *N. Eng. J. Med.* 1994; 331: 496–501.
 25. Brodie B.R., Cooper C., Jones M. i wsp. Is adjunctive balloon postdilatation necessary after coronary stent deployment? Final results from the POSTIT trial. *Catheter. Cardiovasc. Interv.* 2003; 59: 184–192.
 26. Colombo A., Goldberg S.L., Almagor Y. i wsp. A novel strategy for stent deployment in the treatment of acute or threatened closure complicating balloon coronary angioplasty. Use of short or standard (or both) single or multiple Palmaz-Schatz stents. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 22: 1887–1891.
 27. Goldberg S.L., Colombo A., Nakamura S. i wsp. Benefit of intracoronary ultrasound in the deployment of Palmaz-Schatz stents. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 24: 996–1003.
 28. Gorge G., Haude M., Ge J. i wsp. Intravascular ultrasound after low and high inflation pressure coronary artery stent implantation. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; 26: 725–730.
 29. Johansson B., Allared M., Borgencrantz B. i wsp. Standardized angiographically guided over-dilatation of stents using high pressure technique optimize results without increasing risks. *J. Invasive Cardiol.* 2002; 14: 221–226.
 30. Kiemeneij F., Laarman G., Slagboom T. Mode of deployment of coronary Palmaz-Schatz stents after implantation with the stent delivery system: an intravascular ultrasound study. *Am. Heart J.* 1995; 129: 638–644.
 31. Mudra H., Klauss V., Blasini R. i wsp. Ultrasound guidance of Palmaz-Schatz intracoronary stenting with a combined intravascular ultrasound balloon catheter. *Circulation* 1994; 90: 1252–1261.
 32. Nakamura S., Colombo A., Gaglione A. i wsp. Intracoronary ultrasound observations during stent implantation. *Circulation* 1994; 89: 2026–2034.
 33. Werner G.S., Diedrich J., Schunemann S. i wsp. Additional luminal area gain by intravascular ultrasound guidance after coronary stent implantation with high inflation pressure. *Int. J. Card. Imaging* 1997; 13: 311–321.
 34. Mudra H., di Mario C., de Jaegere P. i wsp. Randomized Comparison of Coronary Stent Implantation Under Ultrasound or Angiographic Guidance to Reduce Stent Restenosis (OPTICUS Study). *Circulation* 2001; 104: 1343–1349.
 35. Blasini R., Neumann F.J., Schmitt C., Walter H., Schomig A. Restenosis rate after intravascular ultrasound-guided coronary stent implantation. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1998; 44: 380–386.
 36. Dirschinger J., Kastrati J., Neumann F.J. i wsp. Influence of Balloon Pressure During Stent Placement in Native Coronary Arteries on Early and Late Angiographic and Clinical Outcome. *Circulation* 1999; 100: 918–923.
 37. Russo R.J., Teirstein P.S., and the AVID. Angiography versus intravascular ultrasound-directed stent placement. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 27: 306A.
 38. Jeremias A., Gorge G., Konorza T. i wsp. Stepwise intravascular ultrasound (IVUS) guidance of high-pressure coronary stenting does not result in an improved acute or long-term outcome: a randomized comparison to „final-look” IVUS assessment. *Catheter. Cardiovasc. Interv.* 1999; 46: 135–141.
 39. Albrecht D., Kaspers S., Fussl R. i wsp. Coronary plaque morphology affects stent deployment: assessment by intracoronary ultrasound. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1996; 38: 229–235.
 40. Hoffmann R., Mintz G.S., Popma J.J. i wsp. Treatment of calcified coronary lesions with Palmaz-Schatz stents. An intravascular ultrasound study. *Eur. Heart J.* 1998; 19: 1224–1231.
 41. Marsico F., De Servi S., Kubica J. i wsp. Influence of plaque composition on luminal gain after balloon angioplasty, directional atherectomy, and coronary stenting. *Am. Heart J.* 1995; 130: 971–975.
 42. Sukiennik A., Kubica J., Gil R. Wpływ struktury blaszki miażdżycowej na wielkość i kształt światła naczynia bezpośrednio po implantacji stentu. *Folia Cardiol.* 2000; 7: 225–235.
 43. Mintz G.S., Potkin B.N., Keren G. i wsp. Intravascular ultrasound evaluation of the effect of rotational atherectomy in obstructive atherosclerotic coronary artery disease. *Circulation* 1992; 86: 1383–1393.
 44. Goldberg S.L., Hall P., Almagor Y., Maiello L. Intravascular ultrasound guided rotational atherectomy of fibro-calcific plaque prior to intracoronary deployment of Palmaz-Schatz stents. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 24: 290A.

45. Hong M.K., Chuang Y.C., Prunke N., Salter L.F. Predictors of early and late cardiac events in patients undergoing saphenous vein graft angioplasty with PTCA and new device modalities. *Circulation* 1993; 88: I-601.
46. Komiyama N., Stone G.W., Alderman E.L., Goar F.S., Linnemeier T.J., Yock P.G. Relative stent expansion is dependent upon target segment calcification: an intravascular ultrasound assessment. *Circulation* 1996; 94: I-262.
47. Tamura T., Kimura T., Nosaka H., Nobuyoshi M. Predictors of restenosis after Palmaz-Schatz stent implantation. *Circulation* 1994; 90: I-324.