

Wpływ struktury blaszki miażdżycowej na wielkość i kształt światła naczynia bezpośrednio po implantacji stentu

Adam Sukiennik¹, Jacek Kubica² i Robert Gil³

¹Instituto Kardiologii Akademii Medycznej w Gdańsku

²Katedra Kardiologii i Chorób Wewnętrznych Akademii Medycznej w Bydgoszczy

³Samodzielna Pracownia Hemodynamiki i Elektrofizjologii Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie

The influence of plaque morphology on acute results of stent implantation

The aim of the study: *The purpose of this study was to evaluate the acute results of stent implantation in different atherosclerotic plaques using intravascular ultrasound (IVUS).*

Material and methods: *The study was carried out in 28 pts aged 33 to 77 years (mean 57 ± 11 years) undergoing implantation of 31 stents for symptomatic coronary artery disease. Qualitative and quantitative IVUS examination was performed after stent implantation on 85 stented coronary segments.*

Results: *Stenting was successful in all cases. Using IVUS criteria 30 (35%) lesions were classified as soft, 33 (39%) as mixed and 22 (26%) as hard. Stent cross sectional area (CSA) was larger in soft compared to hard lesions but difference was not statistically significant (8.67 ± 2.4 vs. 7.41 ± 2.18 ; $p = 0.0575$). Stent symmetry index was smaller in hard compared to soft lesions (0.823 ± 0.09 vs. 0.909 ± 0.07 ; $p < 0.001$). Residual plaque burden was larger in hard compared to soft lesions (62.69 ± 8.94 vs. 52.46 ± 13.97 ; $p < 0.01$).*

Conclusions: *Acute results of coronary stent implantation depend on plaque morphology. Acute results of stent implantation are better in soft compared to hard lesions. Stent symmetry is better with larger stent CSA and smaller residual plaque burden. Stent symmetry is better in soft compared to hard lesions. (Folia Cardiol. 2000; 7: 225–235)*

stents, intravascular ultrasound

Wstęp

Implantacja stentów do tętnic wieńcowych stała się ostatnio rutynowym zabiegiem powszechnie stosowanym we wszystkich pracowniach naczyniowych na całym świecie [1, 2]. Obecnie największym ograniczeniem tej metody jest zjawisko restenozy w stencie. Rozlana postać restenozy w stencie jest nową jatrogenną chorobą, która występuje coraz częściej, z powodu coraz powszech-

niejszego stosowania stentów. Stanowi ona duży problem w kardiologii interwencyjnej, ponieważ dotychczas nie znaleziono skutecznych i bezpiecznych sposobów jej zapobiegania i leczenia. Głównym mechanizmem odpowiedzialnym za zjawisko restenozy po zabiegach innych niż wszczepienie stentu jest późna przebudowa ściany naczynia. Wszczepienie stentu zapobiega temu procesowi, ale może stymulować proliferację *neointimy*. Wczesniejsze badania wykazały zależność pomiędzy wielkością światła naczynia w obrębie stentu bezpośrednio po jego wszczepieniu oraz wielkością blaszki miażdżycowej w miejscu wszczepienia stentu a częstością nawrotu przewężenia [3–10].

Adres do korespondencji: Dr hab. med. Jacek Kubica
 ul. Andersa 12/6, 81–831 Sopot
 Nadesłano: 31.05.2000 r. Przyjęto do druku: 3.07.2000 r.

Niewiele natomiast wiadomo na temat wpływu struktury blaszki miażdżycowej zarówno na wyniki wczesne, jak i odległe wszczepiania stentów. Jedyną metodą pozwalającą na przyżyciowe badanie światła i struktury ściany naczyń jest ultrasonografia wewnątrznacyniowa (IVUS) [11–17].

Celem niniejszej pracy jest analiza wpływu wewnętrznej morfologii blaszki miażdżycowej na wielkość i kształt światła naczyń bezpośrednio po implantacji stentu.

Material i metody

Ultrasonografię wewnątrznacyniową wykonano u 28 chorych poddanych elektywnemu zabiegowi przezskórnej przeznacyniowej angioplastyki z użyciem cewnika z balonem (PTCA) z powodu objawowej choroby niedokrwiennej serca. Badana grupa składała się z 26 mężczyzn i 2 kobiet w wieku 33–77 lat (śr. 57 ± 11 lat). U 10 chorych rozpoznano stabilną, a u 18 niestabilną postać dławicy piersiowej; 12 osób przeżyło wcześniej zawał serca.

Wszystkim chorym wszczepiono do tętnicy wieńcowej co najmniej jeden stent tubularny typu Palmaz-Schatz (J&J), Crown (Cordis, J&J) lub NIR (SCIMED). Dwom pacjentom wszczepiono dodatkowo połowę stentu typu Palmaz-Schatz, jednemu choremu wszczepiono dwa stenty. W sumie wszczepiono 31 stentów: 19 do gałęzi międzykomorowej przedniej, 4 do gałęzi okalającej i 8 do prawej tętnicy wieńcowej. Jako kryterium powodzenia implantacji stentu przyjęto zwężenie pozostałe po zabiegu mniejsze niż 20% średnicy naczyń w ocenie angiograficznej oraz ściśle przyleganie stentu do ściany tętnicy na całej jego długości w ocenie ultrasonograficznej.

Ultrasonografię wewnątrznacyniową wykonywano po implantacji stentu. Analizie poddano te segmenty tętnic wieńcowych z wszczepionym stentem, które udało się dobrze uwidocznić. Aby uniknąć błędów pomiarowych, wynikającego z nierównoległego przebiegu osi badanego naczyń i cewnika IVUS, z analizy wykluczono odcinki o krętym przebiegu. Badano segmenty zlokalizowane 5–10 mm przed stentem i za nim (odpowiednio dystalny i proksymalny odcinek referencyjny) oraz segmenty w dystalnej, środkowej i proksymalnej części stentu. Pomiar w odcinku referencyjnym wykonywano przed odejściem bocznym. Jeżeli zwężenie było zlokalizowane w miejscu odejścia tętnicy, za wymiar referencyjny przyjmowano dystalny odcinek referencyjny, natomiast gdy wszczepionym stentem była połowa stentu Palmaz-Schatz, analizowano segmenty tylko w części dystalnej i proksymalnej stentu. W su-

mie przeanalizowano 85 segmentów tętnic wieńcowych zaopatrzonych w stent.

Badanie angiograficzne

Badanie angiograficzne wykonano za pomocą angiografu Integris 3000 (Philips, Holandia) wyposażonego w cyfrowe przetwarzanie obrazu.

Po miejscowym znieczuleniu pachwiny tętnicę udową nakłuwno metodą Seldingera, zakładano pochewkę nacyniową o rozmiarze 8 F i podawano 10 000 j. heparyny. Po umieszczeniu cewnika prowadzącego (8 F) w odejściu tętnicy wieńcowej podawano dowieńcowo 0,25 mg nitrogliceryny. Do badania używano niskosmolarnych, niejonowych środków cieniujących.

Badanie IVUS

Do badania używano elektronicznego systemu echografii wewnątrznacyniowej EndoSonics z cewnikiem Visions Five-64 (25 MHz). Po umieszczeniu cewnika prowadzącego (8 F) w odejściu tętnicy wieńcowej podawano dowieńcowo 0,25 mg nitrogliceryny. Następnie filmowano tętnicę w różnych projekcjach, z których wybierano najlepszą — pozwalającą dokładnie zlokalizować położenie cewnika w nacyniu i utrzymywano ją podczas całego badania. Przed każdym wprowadzeniem cewnika IVUS podawano dowieńcowo 0,25 mg nitrogliceryny. Do tętnicy wieńcowej wprowadzano metalowy przewodnik (0,014 cala) oraz cewnik ultrasonograficzny, który umieszczano w dystalnym odcinku badanej tętnicy. Następnie cofano powoli cały cewnik, uzyskując obraz przekroju poprzecznego badanej tętnicy. Przebieg badania rejestrowano cyfrowo w sposób ciągły w pamięci komputera.

Analizę ilościową badanych segmentów przeprowadzono na podstawie zatrzymanego obrazu odtworzonego z dysku optycznego, korzystając z oprogramowania stanowiącego integralną część aparatu do ultrasonografii wewnątrznacyniowej firmy EndoSonics (*In-Vision Imaging System*). Kalibracja aparatu była wykonywana automatycznie. W każdym segmencie badano co najmniej dwa przekroje.

Podczas badania oceniano następujące parametry: całkowite pole powierzchni przekroju poprzecznego naczyń (tj. otoczonego blaszką elastyczną zewnętrzną) w miejscu wszczepionego stentu (TA) i w odcinku referencyjnym (TAref), pole powierzchni w świetle stentu (SA), pole powierzchni w świetle naczyń w odcinku referencyjnym (LAref), wymiar poprzeczny w świetle stentu (SD), grubość blaszki miażdżycowej w miejscu, gdzie była ona najcieńsza (T1), oraz jej grubość w przeciwległej ścianie tętnicy (T2).

Na podstawie zebranych pomiarów dla każdego segmentu obliczano odpowiednie parametry (tab. 1).

Wiarygodność ultrasonograficznej oceny ilościowej potwierdzono w wielu wcześniejszych badaniach [16, 18–22]. Pomiaru blaszki miażdżycowej dokonywano z obrysu blaszki elastycznej zewnętrznej, ponieważ nie można było dokładnie zmierzyć grubości błony środkowej [23].

Różnice echogeniczności rezydualnych składników blaszek miażdżycowych były podstawą do wyróżnienia trzech typów zmian [24–27]:

- blaszki miękkie (S — *soft*), w ponad 80% jednorodne, o niskiej echogeniczności (niższej niż echogeniczność przydanki) charakterystycznej dla zmian bogatych w lipidy;
- blaszki twarde (H — *hard*), w ponad 80% jednorodne, o wysokiej echogeniczności (wyższej niż echogeniczność przydanki) charakterystycznej dla blaszek zbudowanych głównie z tkanki łącznej bogatokolagenowej;

— blaszki mieszane (M — *mixed*), niejednorodne, zawierające elementy charakterystyczne dla blaszek miękkich i twardych.

Rozkład przestrzenny blaszek miażdżycowych określano na podstawie współczynnika ekscentryczności zaproponowanego przez Honye'a i wsp. [28]. Gdy wartość współczynnika ekscentryczności wynosiła $\geq 0,5$, zwężenie definiowano jako koncentryczne (C), natomiast jeżeli wartość współczynnika była $< 0,5$, zwężenie kwalifikowano jako ekscentryczne (E).

Analiza statystyczna

Wymiary i pola powierzchni przekroju poprzecznego światła badanych segmentów przedstawiono w postaci wartości średniej \pm odchylenie standardowe.

Porównanie średnich pomiarów o charakterze zmiennych niepowiązanych przeprowadzono za pomocą analizy wariancji w klasyfikacji pojedynczej (ANOVA), pod warunkiem że ich rozkłady były zgodne z rozkładem normalnym, a ich wariancje

Tabela 1. Opis parametrów wyliczonych na podstawie pomiarów ultrasonograficznych dla każdego badanego segmentu

Table 1. Intravascular ultrasound parameters calculated for stent segments

Parametr	Wzór	Opis
avLAref [mm ²]	$\frac{LA_{dyst} + LA_{prox}}{2}$	Uśredniona wartość LA z pomiarów w dystalnym i proksymalnym odcinku referencyjnym
avTAref [mm ²]	$\frac{TA_{dyst} + TA_{prox}}{2}$	Uśredniona wartość TA z pomiarów w dystalnym i proksymalnym odcinku referencyjnym
CSN (%)	$CSN = \left(\frac{TA - SA}{TA} \right) \times 100$	Względna wielkość blaszki miażdżycowej w przekroju poprzecznym naczynia
CSNref (%)	$CSN_{ref} = \left(\frac{avTA_{ref} - avLA_{ref}}{avTA_{ref}} \right) \times 100$	Względna wielkość blaszki miażdżycowej w przekroju poprzecznym naczynia w odcinku referencyjnym
EI	$EI = \frac{T1}{T2}$	Wskaźnik ekscentryczności blaszki miażdżycowej
SSI	$SSI = \frac{SD_{min}}{SD_{max}}$	Wskaźnik kolistości stentu (SD_{min} = minimalny wymiar poprzeczny w świetle stentu; SD_{max} = maksymalny wymiar poprzeczny w świetle stentu)

Wskaźniki ekspansji stentu

SEL	$SEL = \frac{SA}{avLA_{ref}}$	Wymiar SA odniesiony do pola przekroju poprzecznego światła naczynia w odcinku referencyjnym
SET%	$SET\% = \frac{SA}{avTA_{ref}} \times 100$	Wymiar SA odniesiony do całkowitego pola przekroju poprzecznego naczynia w odcinku referencyjnym

istotnie się nie różniły. Gdy warunek ten nie był spełniony, stosowano analizę wariancji dla rang Kruskala-Wallisa. Wariancje zmiennych niepowiązanych porównywano testem F Fischera-Snedecora.

Zgodność rozkładu zmiennych z rozkładem normalnym weryfikowano testem zgodności χ^2 Pearsona i testem zgodności Kolmogorowa (w zależności od liczebności badanej grupy) oraz dodatkowo testem Shapiro-Wilka.

Ocenę zależności parametrów jakościowych przeprowadzono na podstawie testu niezależności χ^2 (wprowadzając poprawkę Yatesa, jeżeli liczba podziałów wynosiła 2, a liczebność jakiegokolwiek podgrupy była <10) lub dokładnego testu Fischera.

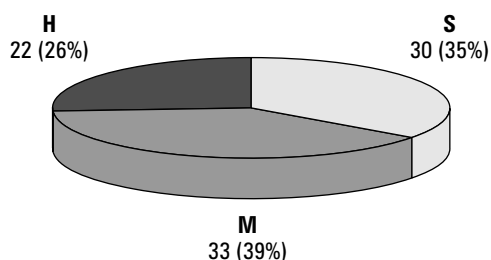
Na wykresach (ryc. 3, 4, 6–9) podano wartości średnie oraz odchylenie standardowe (za znamienny przyjęto poziom istotności $p < 0,05$).

Obliczenia wykonano z wykorzystaniem pakietu oprogramowania statystycznego Statgraphics Plus for Windows w wersji 3.0 (Statistical Graphics Corp., Stany Zjednoczone).

Wyniki

Na podstawie ultrasonografii wewnątrznacyniowej przeprowadzonej we wszystkich segmentach zaopatrzonych w stent, 30 (35%) zmian miażdżycowych sklasyfikowano jako blaszki miękkie (S), 33 (39%) — jako blaszki mieszane (M), a 22 (26%) — jako blaszki twarde (H) (ryc. 1). Nie wykazano istotnej zależności pomiędzy położeniem segmentu w stencji (w odcinku proksymalnym, środkowym albo dystalnym) a występowaniem poszczególnych typów blaszki miażdżycowej, co pozwoliło przeprowadzić dalsze analizy dla wszystkich badanych segmentów łącznie.

Największe pole powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu (SA) uzyskano w grupie segmen-

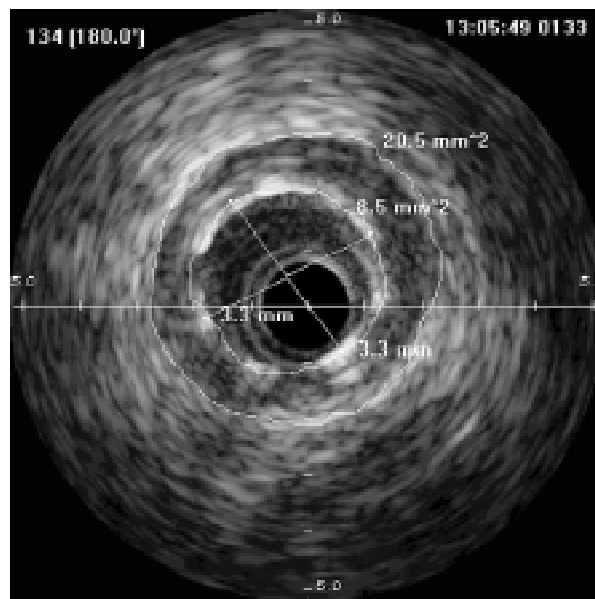


Ryc. 1. Występowanie segmentów z miękką (S), mieszaną (M) i twardą (H) blaszką miażdżycową.

Fig. 1. Frequency of segments with soft (S), mixed (M) and hard (H) plaque.

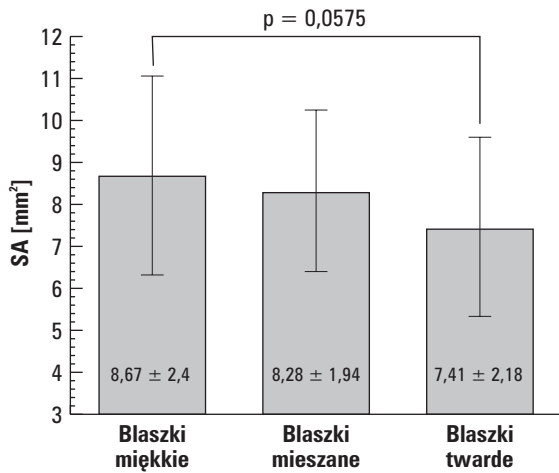
tów z blaszkami miękkimi (ryc. 2), mniejsze — w grupie segmentów z blaszkami mieszanymi, a najmniejsze — w grupie segmentów z blaszkami twardymi, jednak różnice nie osiągnęły poziomu istotności statystycznej (ryc. 3). Wskaźnik kolistości stentu (SSI) był znacznie mniejszy w grupie segmentów z blaszkami twardymi niż w segmentach z blaszkami miękkimi ($p < 0,001$) i mieszanymi ($p < 0,01$) (ryc. 4, 5). Nie wykazano istotnych różnic w wielkości wskaźników rozprężenia stentu (SET% i SEL) w segmentach z poszczególnymi typami blaszek miażdżycowych (ryc. 6, 7).

Względna wielkość blaszki miażdżycowej (CSN) po wszczępieniu stentu była istotnie wyższa w segmentach z blaszkami H w porównaniu z segmentami z blaszkami S ($p < 0,01$) i M ($p < 0,05$) (ryc. 8). Nie wykazano znamiennych różnic w wielkości wskaźnika ekscentryczności blaszki miażdżycowej (EI) w segmentach z blaszkami miękkimi, mieszanymi i twardymi (ryc. 9). Wartości całkowitego pola powierzchni przekroju poprzecznego naczynia w odcinku referencyjnym (avTaref) nie różniły się istotnie w porównywanych grupach, natomiast wielkość światła tętnicy w odcinku referencyjnym (avLaref) była relatywnie niska w grupie segmentów z blaszkami mieszanymi, co wiąże się



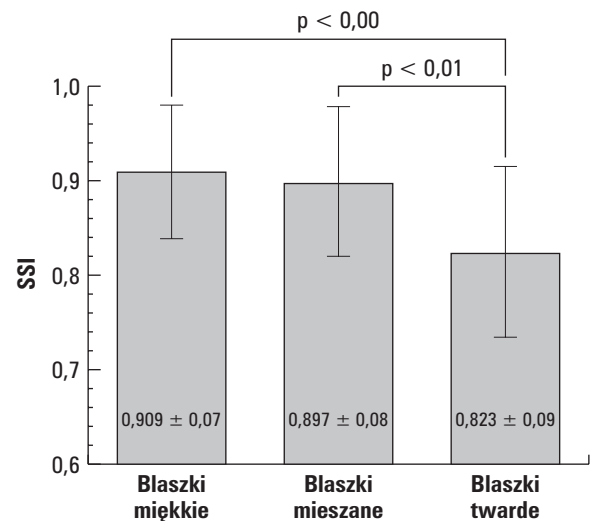
Ryc. 2. Ultrasonograficzny obraz segmentu tętnicy wieńcowej z miękką koncentryczną blaszką miażdżycową po wszczępieniu stentu. Światło naczynia okrągłe (SSI = 1).

Fig. 2. Ultrasonographic image of soft, concentric plaque after stent implantation. "Circular" stent lumen geometry (SSI = 1).



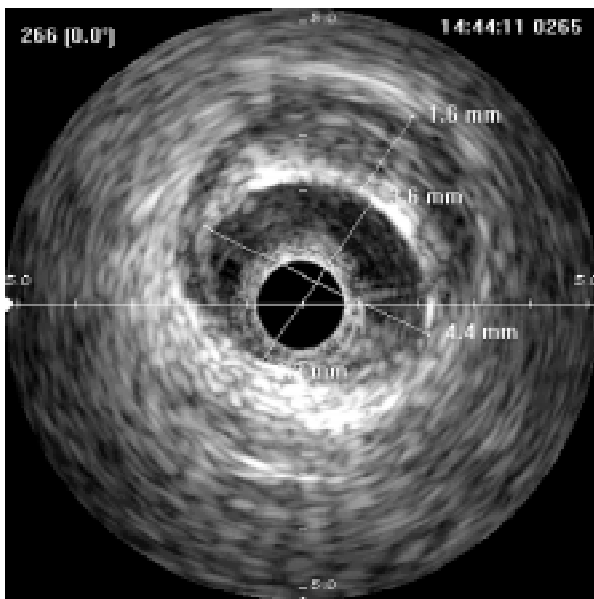
Ryc. 3. Porównanie pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu (SA) w segmentach z blaszkami miękkimi, mieszanymi i twardymi ($p = 0,1$).

Fig. 3. Comparison of intrastent lumen cross-sectional area (SA) in segments with soft, mixed and hard plaque ($p = 0.1$).



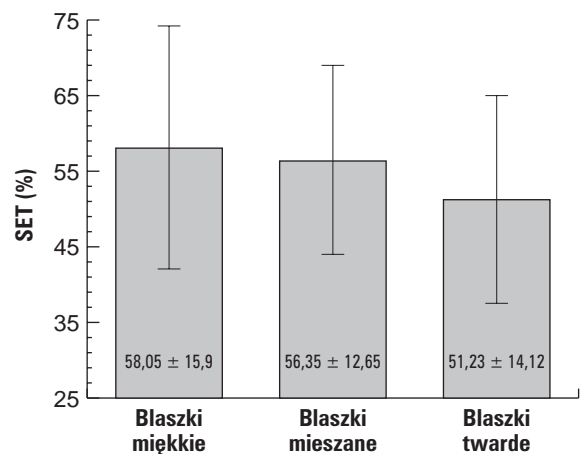
Ryc. 4. Porównanie wskaźnika kolistości stentu (SSI) w segmentach z blaszkami miękkimi, mieszanymi i twardymi ($p = 0,001$).

Fig. 4. Comparison of stent symmetry index (SSI) in segments with soft, mixed and hard plaque ($p = 0.001$).



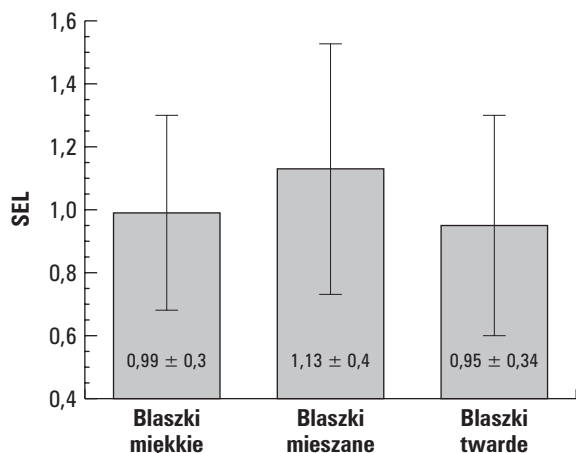
Ryc. 5. Ultrasonograficzny obraz segmentu tętnicy wieńcowej z ekscentryczną mieszaną blaszką miażdżycową po wszczępieniu stentu. Światło naczynia niekoliste (SSI = 0,82), wskaźnik ekscentryczności EI = 0,13.

Fig. 5. Ultrasonographic image of mixed, eccentric plaque after stent implantation. "Non-circular" stent lumen geometry (SSI = 0.82), eccentricity index EI = 0.13.



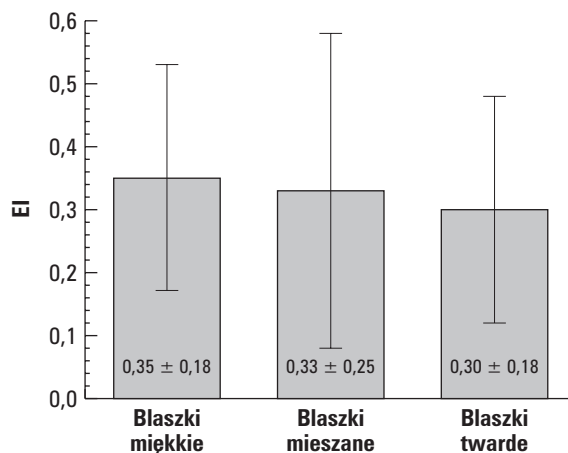
Ryc. 6. Porównanie wskaźnika rozprężenia stentu (SET%) w segmentach z blaszkami miękkimi, mieszanymi i twardymi ($p > 0,1$).

Fig. 6. Comparison of stent expansion index (SET%) in segments with soft, mixed and hard plaque ($p > 0.1$).



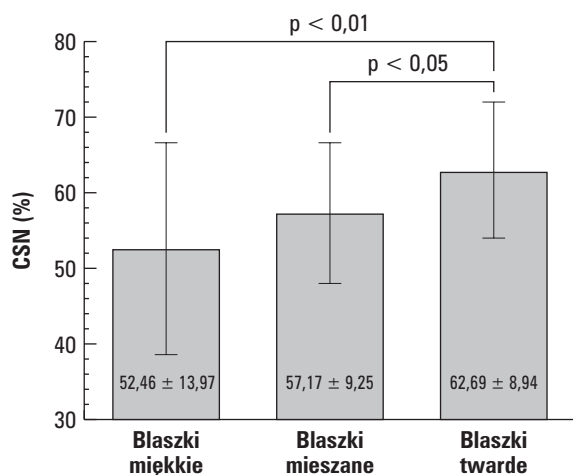
Ryc. 7. Porównanie wskaźnika rozprężenia stentu (SEL) w segmentach z blaszkami miękkimi, mieszanymi i twardymi ($p > 0,1$).

Fig. 7. Comparison of stent expansion index (SEL) in segments with soft, mixed and hard plaque ($p > 0.1$).



Ryc. 9. Porównanie wskaźnika ekscentryczności (EI) w segmentach z blaszkami miękkimi, mieszanymi i twardymi ($p > 0,1$).

Fig. 9. Comparison of eccentricity index (EI) in segments with soft, mixed and hard plaque ($p < 0.1$).



Ryc. 8. Porównanie względnej wielkości blaszki miażdżycowej (CSN) w segmentach z blaszkami miękkimi, mieszanymi i twardymi ($p < 0,01$).

Fig. 8. Comparison of cross-sectional narrowing (CSN) in segments with soft, mixed and hard plaque ($p < 0.01$).

z większą względną wielkością blaszki miażdżycowej w odcinku referencyjnym (CSNref) w tej grupie segmentów. Odnotowane różnice nie były istotne statystycznie.

Dyskusja

Najważniejszymi czynnikami wpływającymi na częstość restenozy po wszczepieniu stentu są wielkość światła stentu [3, 5–7, 10] oraz wielkość rezy-

dualnej blaszki miażdżycowej [9]. Wykazano, że struktura blaszki miażdżycowej wpływa na bezpośrednio wyniki angioplastyki balonowej oraz innych przeznaczyniowych zabiegów rewaskularyzacyjnych [29–33]. Zapewne dzieje się tak również w wypadku stentów, jednak niewiele jest publikacji analizujących zależność wyniku implantacji stentu od morfologii i składu blaszki miażdżycowej [30, 34, 35]. Marsico i wsp. [30], badając za pomocą ultrasonografii wewnątrznacyniowej grupę 18 pacjentów z implantowanym stentem, nie wykazali istotnych różnic w wielkości uzyskanego światła naczyń bezpośrednio po wszczepieniu stentu pomiędzy blaszkami miękkimi i twardymi.

Podczas oceny wyniku wszczepienia stentu najważniejszymi danymi są: minimalny wymiar poprzeczny i minimalne pole przekroju poprzecznego światła tętnicy w obrębie stentu, wyrażone w wartościach bezwzględnych oraz odniesione do średniego wymiaru poprzecznego i średniego pola przekroju światła tętnicy w odcinku referencyjnym. W badanej grupie segmentów tętnic wieńcowych, w których implantowano stent, najlepsze wyniki uzyskano w segmentach z miękką, a najgorsze w segmentach z twardą blaszką miażdżycową, zarówno w ocenie pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu, jak i względnej wielkości rezydualnej blaszki miażdżycowej. Uzyskanie większego pola powierzchni przekroju poprzecznego naczyń w miejscu wszczepionego stentu w blaszkach miękkich wiązało się z mniejszą względną wielkością rezydualnej blaszki miażdżycowej w porównaniu z seg-

mentami z blaszkami twardymi, gdzie SA było mniejsze, a CSN znamienne większa. Jak wykazano we wcześniejszych badaniach [4, 9] wielkość blaszki miażdżycowej (oceniana przed wszczęciem stentu lub po wszczęciu) ma wpływ na częstość restenozy. Prati i wsp. [9] wykazali ścisły związek pomiędzy wielkością rezydualnej blaszki miażdżycowej po wszczęciu stentu a wielkością *neointimy* w świetle stentu w badaniu odległym. Wielkość rezydualnej blaszki miażdżycowej po wszczęciu stentu przekraczająca 50% była związana z prawie 2-krotnie większą ilością *neointimy*. Wykazano ponadto, że duże nagromadzenie rezydualnej blaszki miażdżycowej jest czynnikiem ryzyka wystąpienia ostrej i podostrej zakrzepicy w stencie [36].

Chociaż w badaniu PICTURE [37], obejmującym 200 chorych, u których tuż po zabiegu angioplastyki balonowej wykonano ultrasonografię wewnątrzwieńcową, nie wykazano żadnego związku pomiędzy składem blaszki miażdżycowej, obecnością pęknięcia lub rozwarstwienia, ilościową oceną światła i blaszki miażdżycowej a odległym wynikiem klinicznym lub angiograficznym, to analiza przeprowadzonych wcześniej badań [29–33] pokazała, że za pomocą IVUS można wyodrębnić czynniki ryzyka wystąpienia restenozy po PTCA lub aterektomii kierunkowej (DCA, *directional coronary atherectomy*), zależne od morfologii blaszki miażdżycowej. Mintz i wsp. [38] wykazali związek pomiędzy wielkością rezydualnej blaszki miażdżycowej a prawdopodobieństwem wystąpienia restenozy. Udowodnili oni, że z obecnością rezydualnej blaszki miażdżycowej zajmującej 70% światła naczynia bezpośrednio po zabiegu jest związana aż 50-procentowa częstość restenozy. Również analiza wyników badania GUIDE II [33] wskazała, że duża rezydualna blaszka miażdżycowa po PTCA lub DCA i mniejsze pole powierzchni światła naczynia tuż po zabiegu wiąże się z nawrotem objawów choroby niedokrwiennej serca (podobne czynniki ryzyka restenozy wykazano w innym jednośrodkowym badaniu [39]). Powyższe wnioski zostały potwierdzone przez wyniki dwóch późniejszych badań: OARS i ABACAS [40, 41], które dotyczyły aterektomii kierunkowej monitorowanej za pomocą IVUS. W badaniu OARS pozostawiono po zabiegu średnio 57% rezydualnej blaszki miażdżycowej, co spowodowało 29% nawrotów przewężenia. Po zastosowaniu bardziej agresywnego postępowania w badaniu ABACAS, w którym pozostawiono średnio tylko 45% rezydualnej blaszki miażdżycowej, częstość restenozy wyniosła 21%.

Przepływ krwi w tętnicy wieńcowej zależy nie tylko od wielkości światła naczynia, ale także od jego kształtu. Najlepsze warunki przepływu zapewnią

okrągły przekrój światła, jednak dotychczas nie wykazano jednoznacznie zależności pomiędzy kształtem przekroju naczynia po wszczęciu stentu a częstością restenozy [4, 42]. Ziada i wsp. [43] udowodnili, że uzyskanie niekolistej przekroju światła naczynia w miejscu wszczęcia stentu jest związane z większą częstością ponownej rewaskularyzacji. Natomiast Hoffmann i wsp. [42], stosując ultrasonografię wewnątrzwieńcową, wykazali, że asymetria stentu ma niewielki wpływ na wielkość *neointimy* w badaniu odległym, przy czym w badanej przez nich grupie tylko 8 z 440 segmentów charakteryzowało się wskaźnikiem kolistości $SSI \leq 0,7$. Niemniej jednak jest to parametr oceniany we wszystkich badaniach przeprowadzonych z użyciem ultrasonografii wewnątrznaczyniowej, a w niektórych pracach przyjmowany jest jako jeden z warunków najkorzystniejszego wszczęcia stentu [44, 45].

Uzyskanie lepszych wyników w segmentach z blaszkami miękkimi prawdopodobnie było związane z łatwiejszą redystrybucją materiału miażdżycowego niż w blaszkach silnie zwłókniałych, a często także zwapniałych. Powyższą interpretację uzyskanych wyników potwierdzają obserwacje segmentów z blaszkami mieszanymi, gdzie uzyskano wartości pośrednie, zarówno dla pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu jak i względnej wielkości blaszki miażdżycowej. Pośrednio potwierdza to także analiza wskaźnika kolistości stentu. Wskazuje ona jednoznacznie, że w segmentach z blaszkami miękkimi uzyskiwane światło naczynia w miejscu wszczęcia stentu było bardziej koliste (zatem materiał miażdżycowy w obrębie blaszki łatwiej ulegał redystrybucji), podczas gdy w segmentach z blaszkami twardymi światło stentu było mniej koliste, a to wskazuje na mniejszą podatność mechaniczną twardej blaszki miażdżycowej. Podobnie jak w przypadku pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu i względnej wielkości rezydualnej blaszki miażdżycowej wartość wskaźnika kolistości w segmentach mieszanych wykazywała wartości pośrednie.

Aby osiągnąć najkorzystniejszy wynik implantacji (ze stenozą rezydualną bliską zera ocenianą angiograficznie), w większości przypadków konieczna jest redylatacja stentu [45–50]. Rutynowe stosowanie wysokich ciśnień do redylatacji stentu niestety nie gwarantuje dobrego wyniku we wszystkich przypadkach. W zależności od procedury wszczęcia (ciśnienia stosowanego do implantacji) oraz przyjętych warunków powodzenia zabiegu odsetek stentów niespełniających kryteriów pełnego rozprężenia wynosił 40–88% [45–48, 50, 51]. Wyniki badania CRUISE [51] pokazały, że zastosowanie IVUS

w kierowaniu zabiegiem stentowania naczyń wieńcowych pozwala osiągnąć lepszy wynik doraźny (większe pole powierzchni światła stentu) oraz obniżyć (o 40%) konieczność ponownej rewaskularyzacji z powodu tego samego zwężenia. Inne badanie, w którym do implantacji stentów zastosowano wysokie ciśnienie, wykazało, że gdy u chorych brano dodatkowo pod uwagę wynik badania IVUS, restenoza kliniczna występowała o 57% rzadziej [52]. Ponadto w niektórych publikacjach wykazano, że pomimo zadowalającego wyniku angiograficznego wszczepiony stent może nie być całkowicie rozprężony i w konsekwencji nie przylegać do ściany na całej swojej długości, co zwiększa niebezpieczeństwo zakrzepicy w obrębie stentu [45–48, 50, 53]. Powikłanie to w przypadku stentów dających słaby cień w obrazie rentgenowskim (takich jak Palmaz-Schatz) jest niewidoczne w angiografii, więc można je wykryć jedynie za pomocą ultrasonografii wewnątrznaczyniowej.

Wnioski

1. Bezpośrednie wyniki implantacji stentu do tętnicy wieńcowej zależą od struktury blaszki miażdżycowej w obrębie zaopatrywanego odcinka naczynia.
2. Najlepsze wyniki implantacji stentu uzyskuje się w segmentach tętnic wieńcowych z miękką blaszką miażdżycową, a najgorsze — w segmentach z twardą blaszką miażdżycową.
3. Uzyskanie większego pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu i mniejszej względnej wielkości rezydualnej blaszki miażdżycowej zwykle wiąże się z uzyskaniem wyższego wskaźnika kolistości stentu.
4. Kształt światła naczynia w obrębie stentu zależy od struktury blaszki miażdżycowej — światło jest bardziej koliste w segmentach z blaszką miękką, a mniej koliste w segmentach z blaszką twardą.

Streszczenie

Wpływ struktury blaszki miażdżycowej na wyniki implantacji stentu

Cel pracy: Analiza wpływu wewnętrznej morfologii blaszki miażdżycowej na wielkość i kształt światła tętnicy wieńcowej bezpośrednio po implantacji stentu dokonana na podstawie ultrasonografii wewnątrznaczyniowej (IVUS).

Materiał i metody: Badanie IVUS wykonano u 28 chorych w wieku 3–77 lat (śr. 57 ± 11 lat), którym łącznie wszczepiono 31 stentów z powodu objawowej choroby niedokrwiennej serca. Badanie IVUS wykonano po wszczepieniu stentu. Ultrasonograficznej analizie jakościowej i ilościowej poddano 85 segmentów tętnic wieńcowych zaopatrzonych w stent.

Wyniki: Przyjęte kryteria najkorzystniejszego wszczepienia stentu zostały spełnione u wszystkich pacjentów. Na podstawie badania IVUS 30 (35%) zmian miażdżycowych sklasyfikowano jako blaszki miękkie, 33 (39%) — jako blaszki mieszane, a 22 (26%) — jako blaszki twarde. Pole powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu było większe w grupie segmentów z blaszkami miękkimi w porównaniu z segmentami z blaszkami twardymi, jednak różnice nie osiągnęły poziomu istotności statystycznej ($8,67 \pm 2,4$ vs $7,41 \pm 2,1$; $p = 0,0575$). Wskaźnik kolistości stentu był niższy w grupie segmentów z blaszkami twardymi w porównaniu z segmentami z blaszkami miękkimi ($0,823 \pm 0,09$ vs $0,909 \pm 0,07$; $p < 0,001$). Względna wielkość blaszki miażdżycowej po wszczepieniu stentu była większa w segmentach z blaszkami twardymi niż w segmentach z blaszkami miękkimi ($62,69 \pm 8,94$ vs $52,46 \pm 13,97$; $p < 0,01$).

Wnioski: Bezpośrednie wyniki implantacji stentu do tętnicy wieńcowej zależą od struktury blaszki miażdżycowej w obrębie zaopatrywanego odcinka naczynia. Najlepsze wyniki implantacji stentu uzyskuje się w segmentach tętnic wieńcowych z miękką blaszką miażdżycową, a najgorsze — w segmentach z twardą blaszką miażdżycową. Uzyskanie większego pola powierzchni przekroju poprzecznego światła stentu i mniejszej względnej wielkości rezydualnej blaszki miażdżycowej zwykle wiąże się z uzyskaniem wyższego wskaźnika kolistości stentu. Kształt światła naczynia w obrębie stentu zależy od struktury blaszki miażdżycowej — światło jest bardziej koliste w segmentach z blaszką miękką, a mniej koliste w segmentach z blaszką twardą. (Folia Cardiol. 2000; 7: 225–235)

stenty, ultrasonografia wewnątrznaczyniowa

Piśmiennictwo

1. Fischman D.L., Leon M.B., Baim D.S., Schatz R.A., Savage M.P., Penn I., Detre K., Veltri L., Ricci D., Nobuyoshi M. A randomized comparison of coronary-stent placement and balloon angioplasty in the treatment of coronary artery disease. Stent Restenosis Study Investigators. *N. Engl. J. Med.* 1994; 331: 496–501.
2. Serruys P.W., de Jaegere P., Kiemeneij F., Macaya C., Rutsch W., Heyndrickx G., Emanuelsson H., Marco J., Legrand V., Materne P. A comparison of balloon-expandable-stent implantation with balloon angioplasty in patients with coronary artery disease. Benestent Study Group. *N. Engl. J. Med.* 1994; 331: 489–495.
3. Dussaillant G.R., Mintz G.S., Pichard A.D., Kent K.M., Satler L.F., Popma J.J., Wong S.C., Leon M.B. Small stent size and intimal hyperplasia contribute to restenosis: a volumetric intravascular ultrasound analysis. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; 26: 720–724.
4. Hoffmann R., Mintz G.S., Mehran R., Pichard A.D., Kent K.M., Satler L.F., Popma J.J., Wu H., Leon M.B. Intravascular ultrasound predictors of angiographic restenosis in lesions treated with Palmaz-Schatz stents. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 31: 43–49.
5. Kasaoka S., Tobis J.M., Akiyama T., Reimers B., Di Mario C., Wong N.D., Colombo A. Angiographic and intravascular ultrasound predictors of in-stent restenosis. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 32: 1630–1635.
6. Kuntz R.E., Gibson C.M., Nobuyoshi M., Baim D.S. Generalized model of restenosis after conventional balloon angioplasty, stenting and directional atherectomy. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 21: 15–25.
7. Kuntz R.E., Safian R.D., Carozza J.P., Fishman R.F., Mansour M., Baim D.S. The importance of acute luminal diameter in determining restenosis after coronary atherectomy or stenting. *Circulation* 1992; 86: 1827–1835.
8. Moussa I., Di Mario C., Moses J. i wsp. The impact of preintervention plaque area as determined by intravascular ultrasound on luminal renarrowing following coronary stenting. *Circulation* 1996; 94: I-261 (streszczenie).
9. Prati F., Di Mario C., Moussa I., Reimers B., Mallus M.T., Parma A., Liroy E., Colombo A. In-stent neointimal proliferation correlates with the amount of residual plaque burden outside the stent: an intravascular ultrasound study. *Circulation* 1999; 99: 1011–1014.
10. Schiele F., Meneveau N., Vuilleminot A., Zhang D.D., Gupta S., Mercier M., Danchin N., Bertrand B., Bassand J.P. Impact of intravascular ultrasound guidance in stent deployment on 6-month restenosis rate: a multicenter, randomized study comparing two strategies with and without intravascular ultrasound guidance. RESIST Study Group. *Restenosis after IVUS Guided Stenting. J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 32: 320–328.
11. Gussenhoven E.J., Essed C.E., Lancee C.T., Mastik F., Frietman P., van Egmond F.C., Reiber J., Bosch H., van Urk H., Roelandt J. Arterial wall characteristics determined by intravascular ultrasound imaging: an in vitro study. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1989; 14: 947–952.
12. Hodgson J.M., Graham S.P., Sheehan H., Savakus A.D. Percutaneous intracoronary ultrasound imaging: initial applications in patients. *Echocardiography* 1990; 7: 403–413.
13. Kimura B.J., Bhargava V., DeMaria A.N. Value and limitations of intravascular ultrasound imaging in characterizing coronary atherosclerotic plaque. *Am. Heart J.* 1995; 130: 386–396.
14. Nissen S.E., Gurley J.C., Reiber J.H.C., Serruys P.W. Advances in quantitative coronary arteriography. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, Development and application of coronary ultrasound: Comparison to quantitative angiography. 1993; 29–51.
15. Siegel R.J., Ariani M., Fishbein M.C., Chae J.S., Park J.C., Maurer G., Forrester J.S. Histopathologic validation of angiography and intravascular ultrasound. *Circulation* 1991; 84: 109–117.
16. Tobis J.M., Mallery J., Mahon D., Lehmann K., Zalesky P., Griffith J., Gessert J., Moriuchi M., McRae M., Dwyer M.L. 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.
17. Waller B.F., Pinkerton C.A., Slack J.D. Intravascular ultrasound: a histological study of vessels during life. The new «gold standard» for vascular imaging. *Circulation* 1992; 85: 2305–2310.
18. Hodgson J.M., Graham S.P., Savakus A.D., Dame S.G., Stephens D.N., Dhillon P.S., Brands D., Sheehan H., Eberle M.J. Clinical percutaneous imaging of coronary anatomy using an over-the-wire ultrasound catheter system. *Int. J. Card. Imaging.* 1989; 4: 187–193.
19. Nishimura R.A., Edwards W.D., Warnes C.A., Reeder G.S., Holmes D.R.Jr, Tajik A.J., Yock P.G. Intravascular ultrasound imaging: in vitro validation and pathologic correlation. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1990; 16: 145–154.
20. Nissen S.E., Grines C.L., Gurley J.C., Sublett K., Haynie D., Diaz C., Booth D.C., DeMaria A.N. Application of a new phased-array ultrasound imaging catheter in the assessment of vascular dimensions. In vivo comparison to cineangiography. *Circulation* 1990; 81: 660–666.
21. Potkin B.N., Bartorelli A.L., Gessert J.M., Neville R.F., Almagor Y., Roberts W.C., Leon M.B. Coronary

- artery imaging with intravascular high-frequency ultrasound. *Circulation* 1990; 81: 1575–1585.
22. Tobis J.M., Mallery J.A., Gessert J., Griffith J., Mahon D., Bessen M., Moriuchi M., McLeay L., McRae M., Henry W.L. Intravascular ultrasound cross-sectional arterial imaging before and after balloon angioplasty in vitro. *Circulation* 1989; 80: 873–882.
 23. Mallery J.A., Tobis J.M., Griffith J., Gessert J., McRae M., Moussabeck O., Bessen M., Moriuchi M., Henry W.L. Assessment of normal and atherosclerotic arterial wall thickness with an intravascular ultrasound imaging catheter. *Am. Heart J.* 1990; 119: 1392–1400.
 24. de Lezo J.S., Pavlovic D., Medina A., Pan M., Cabrera J.A., Romero M., Segura J., Hernandez E., Gallardo A., Melian F. Angiographic predictors of neointimal thickening after successful coronary wall healing following percutaneous revascularization. *Am. Heart J.* 1997; 133: 210–220.
 25. Hodgson J.M., Reddy K.G., Suneja R., Nair R.N., Lesnfsky E.J., Sheehan H.M. 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.
 26. Kubica J., Marsico F., De Servi S., Sukiennik A., Angoli L., Bramucci E., Specchia G. Ultrasonografia wewnątrzciężkowa czy angiografia — Jak oceniać tętnice wieńcowe przed i po angioplastyce? *Kardiol. Pol.* 1996; 45: 406–413.
 27. Yock P.G., Linker D.T., White N.W., Rowe M.H., Selmon M.R., Robertson G.C., Hinohara T., Simpson J.B. Clinical applications of intravascular ultrasound imaging in atherectomy. *Int. J. Card. Imaging.* 1989; 4: 117–125.
 28. Honye J., Mahon D.J., Jain A., White C.J., Ramee S.R., Wallis J.B., al-Zarka A., Tobis J.M. Morphological effects of coronary balloon angioplasty in vivo assessed by intravascular ultrasound imaging. *Circulation* 1992; 85: 1012–1025.
 29. Kubica J., Marsico F., Sukiennik A., Bramucci E., Raczak G., Angoli L., Sielski S., Dorniak W., Rogowski J., Cieciewicz D. i wsp. Wczesne wyniki aterektomii kierunkowej w różnych typach zmian miażdżycowych. Ocena za pomocą ultrasonografii wewnątrzciężkownej. *Folia Cardiol.* 1999; 6: 191–205.
 30. Marsico F., De Servi S., Kubica J., Angoli L., Bramucci E., Valentini P., Klersy C., Specchia G. Influence of plaque composition on luminal gain after balloon angioplasty, directional atherectomy, and coronary stenting. *Am. Heart J.* 1995; 130: 971–975.
 31. Marsico F., Kubica J., De Servi S., Angoli L., Bramucci E., Costante A.M., Specchia G. Influence of plaque morphology on the mechanism of luminal enlargement after directional coronary atherectomy and balloon angioplasty. *Br. Heart J.* 1995; 74: 134–139.
 32. The GUIDE Trial Investigators. Lumen enlargement following angioplasty is related to plaque characteristics. A report from the GUIDE Trial. *Circulation* 1992; 86: I-531 (streszczenie).
 33. The GUIDE Trial Investigators. IVUS-determined predictors of restenosis in PTCA and DCA: final report from the GUIDE trial, phase II. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 29: 156A (streszczenie).
 34. Albrecht D., Kaspers S., Fussl R., Hopp H.W., Sechtem U. Coronary plaque morphology affects stent deployment: assessment by intracoronary ultrasound. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1996; 38: 229–235.
 35. Hoffmann R., Mintz G.S., Popma J.J., Satler L.F., Kent K.M., Pichard A.D., Leon M.B. Treatment of calcified coronary lesions with Palmaz-Schatz stents. An intravascular ultrasound study. *Eur. Heart J.* 1998; 19: 1224–1231.
 36. Werner G.S., Gastmann O., Ferrari M., Schuenemann S., Knies A., Diedrich J., Kreuzer H. Risk factors for acute and subacute stent thrombosis after high-pressure stent implantation: a study by intracoronary ultrasound. *Am. Heart J.* 1998; 135: 300–309.
 37. Peters R.J., Kok W.E., Di Mario C., Serruys P.W., Bar F.W., Pasterkamp G., Borst C., Kamp O., Bronzwaer J.G., Visser C.A. i wsp. Prediction of restenosis after coronary balloon angioplasty. Results of PICTURE (Post-IntraCoronary Treatment Ultrasound Result Evaluation), a prospective multicenter intracoronary ultrasound imaging study. *Circulation* 1997; 95: 2254–2261.
 38. Mintz G.S., Popma J.J., Pichard A.D., Kent K.M., Salter L.F., Chuang Y.C., Griffin J., Leon M.B. Intravascular ultrasound predictors of restenosis after percutaneous transcatheter coronary revascularization. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 27: 1678–1687.
 39. Göрге G., Liu F., Ge J. i wsp. Intravascular ultrasound variables predict restenosis after PTCA. *Circulation* 1995; 92: I-148 (streszczenie).
 40. Simonton C.A., Leon M.B., Baim D.S., Hinohara T., Kent K.M., Bersin R.M., Wilson B.H., Mintz G.S., Fitzgerald P.J., Yock P.G. i wsp. «Optimal» directional coronary atherectomy: final results of the Optimal Atherectomy Restenosis Study (OARS). *Circulation* 1998; 97: 332–339.
 41. Suzuki T., Hosokawa H., Katoh O., Fujita T., Ueno K., Takase S., Fujii K., Tamai H., Aizawa T., Yamaguchi T. i wsp. Effects of adjunctive balloon angioplasty after intravascular ultrasound-guided optimal directional coronary atherectomy: the result of Adjunctive Balloon Angioplasty After Coronary Atherectomy Study (ABACAS). *J. Am. Coll. Cardiol.* 1999; 34: 1028–1035.
 42. Hoffmann R., Mintz G.S., Dussaillant G.R., Popma J.J., Pichard A.D., Satler L.F., Kent K.M., Griffin J.,

- Leon M.B. Patterns and mechanisms of in-stent restenosis. A serial intravascular ultrasound study. *Circulation* 1996; 94: 1247–1254.
43. Ziada K.M., Tuzcu E.M., De Franco A.C. i wsp. Does shape of in-stent lumen affect outcome? An intravascular ultrasound analysis. *Circulation* 1996; 94: I-199 (streszczenie).
44. de Jaegere P., Mudra H., Figulla H., Almagor Y., Doucet S., Penn I., Colombo A., Hamm C., Bartorelli A., Rothman M. 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.
45. Nakamura S., Colombo A., Gaglione A., Almagor Y., Goldberg S.L., Maiello L., Finci L., Tobis J.M. Intracoronary ultrasound observations during stent implantation. *Circulation* 1994; 89: 2026–2034.
46. Colombo A., Hall P., Nakamura S., Almagor Y., Maiello L., Martini G., Gaglione A., Goldberg S.L., Tobis J.M. Intracoronary stenting without anticoagulation accomplished with intravascular ultrasound guidance. *Circulation* 1995; 91: 1676–1688.
47. Goldberg S.L., Colombo A., Nakamura S., Almagor Y., Maiello L., Tobis J.M. Benefit of intracoronary ultrasound in the deployment of Palmaz-Schatz stents. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 24: 996–1003.
48. Görge G., Haude M., Ge J., Voegelé E., Gerber T., Rupprecht H.J., Meyer J., Erbel R. Intravascular ultrasound after low and high inflation pressure coronary artery stent implantation. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; 26: 725–730.
49. Kubica J., Marsico F., Sukiennik A., De Servi S., Bramucci E., Angoli L., Specchia G. Stenty wewnątrz-wieńcowe. Angiograficzna i ultrasonograficzna ocena po wszczepieniu i w badaniach odległych. *Kardiol. Pol.* 1996; 45: 502–507.
50. Mudra H., Klauss V., Blasini R., Kroetz M., Rieber J., Regar E., Theisen K. Ultrasound guidance of Palmaz-Schatz intracoronary stenting with a combined intravascular ultrasound balloon catheter. *Circulation* 1994; 90: 1252–1261.
51. Colombo A., Goldberg S.L., Almagor Y., Maiello L., Finci L. 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.
52. Albiero R., Rau T., Schluter M., Di Mario C., Reimers B., Mathey D.G., Tobis J.M., Schofer J., Colombo A. Comparison of immediate and intermediate-term results of intravascular ultrasound versus angiography-guided Palmaz-Schatz stent implantation in matched lesions. *Circulation* 1997; 96: 2997–3005.
53. Kiemeneij F., Laarman G.J., Slagboom T. Percutaneous transradial coronary Palmaz-Schatz stent implantation, guided by intravascular ultrasound. *Cathet. Cardiovasc. Diagn.* 1995; 34: 133–136.

