

Wczesne wyniki aterektomii kierunkowej w różnych typach zmian miażdżycowych

Ocena za pomocą ultrasonografii wewnątrznaczyniowej

Jacek Kubica, Federica Marsico¹, Adam Sukiennik², Ezio Bramucci¹, Grzegorz Raczak, Luigi Angoli¹, Sławomir Sielski, Waldemar Dorniak², Jan Rogowski³, Dariusz Ciećwierz², Andrzej Rynkiewicz⁴, Grażyna Świątecka, Giuseppe Specchia¹

II Klinika Chorób Serca Instytutu Kardiologii Akademii Medycznej w Gdańsku,

¹Divisione di Cardiologia, Policlinico S. Matteo, Università di Pavia, Italia, ²Samodzielna Pracownia Diagnostyki Inwazyjnej Chorób Układu Krążenia Instytutu Kardiologii Akademii Medycznej w Gdańsku,

³Klinika Kardiologii Instytutu Kardiologii Akademii Medycznej w Gdańsku, ⁴I Klinika Chorób Serca Instytutu Kardiologii Akademii Medycznej w Gdańsku,

Acute results of directional coronary atherectomy in different atherosclerotic plaques. Intravascular ultrasound evaluation

Aim of the study: *The purpose of this study was an evaluation of acute results and mechanisms of action of directional coronary atherectomy (DCA) in different atherosclerotic plaques performed using angiography and intravascular ultrasound (IVUS).*

Material and methods: *The study was carried out in 33 pts aged from 40 to 71 years (mean 59 ± 11 years) undergoing DCA because of symptomatic coronary artery disease. Angiography with quantitative evaluation (QCA) and IVUS were performed before and after DCA.*

Results: *DCA alone was successful in 22 pts (67%) using angiographic criteria. In remaining 11 pts (33%) stent implantation was necessary. In 5 cases of eccentric atherosclerotic plaques IVUS revealed injury of lamina media in treated vessel. Results of coronary lumen assessment by QCA in segments after DCA were significantly higher in comparison to corresponding values obtained from IVUS.*

After DCA the lumen cross section area was smaller than plaque area (4.81 ± 1.62 vs 9.83 ± 3.48 mm², $p < 0.001$) in all cases despite good angiographic result. DCA caused enlargement of coronary lumen by 3.36 ± 1.69 mm² ($p < 0.001$), reduction of plaque cross section area by 2.40 ± 2.13 mm² ($p < 0.001$), and enlargement of total cross section area of artery by 0.96 ± 1.50 mm² ($p < 0.001$). The artery lumen enlargement was caused by excision of atherosclerotic plaque (71.4%) and by artery stretching (28.6%). Final result of DCA was significantly better in non-calcified plaques in comparison to calcified plaques ($p = 0.03$). There was no significant difference in any other plaque classification.

Adres do korespondencji: Dr Jacek Kubica
II Klinika Chorób Serca Instytutu Kardiologii AM
ul. Prof. Z. Kieturakisa 1, 80-742 Gdańsk
Nadesłano: 4.02.1999 r. Przyjęto do druku: 5.05.1999 r.

Conclusions: 1. *Evaluation of geometric distribution of atherosclerotic plaques before DCA revealed discrepancy between angiography and IVUS in 1/3 of cases.* 2. *Results of lumen measurements after DCA obtained from QCA were significantly greater in comparison to IVUS.* 3. *In contrast to angiography IVUS enabled detection of media injury in treated vessel.* 4. *The predominant DCA mechanism of artery lumen enlargement was the excision of atherosclerotic plaque and artery stretching had a minor contribution.* 5. *Contribution of both DCA mechanisms in artery lumen enlargement and gain of procedure depends on the structure of atherosclerotic plaque.* (Folia Cardiol. 1999; 6: 191–205)

directional coronary atherectomy, intravascular ultrasound

Wstęp

Rosnące z upływem lat doświadczenie w stosowaniu angioplastyki z użyciem balonu ujawniło wiele poważnych ograniczeń tej metody, do których należą m.in. wysoka częstość występowania restenozy (25–50%), a także powikłania i ograniczona skuteczność w pewnych typach zwężeń [1, 2]. Obserwacje te doprowadziły do rozwinięcia nowych metod przeznaczeniowej rewaskularyzacji serca, a wśród nich także aterektomii kierunkowej [3–5].

Aterektomia kierunkowa (DCA, *directional coronary atherectomy*) została wprowadzona do leczenia zwężeń w tętnicach wieńcowych w 1987 roku przez Johna B. Simpsona. Zakładano, że poszerzenie naczyń poprzez wycięcie i usunięcie części blaszki miażdżycowej obniży zarówno częstość restenozy, jak i ostrych zamknięć tętnicy [3, 5]. Nie wszystkie nadzieje związane z DCA spełniły się, niemniej metoda ta w niektórych ośrodkach jest nadal chętnie stosowana, szczególnie do usuwania krótkich zwężeń ostialnych oraz zwężeń zlokalizowanych w miejscu odejścia dużych gałęzi bocznych.

Kwalifikacja do aterektomii kierunkowej wyłącznie na podstawie kryteriów angiograficznych nie uwzględnia struktury zwężenia, które może mieć istotny wpływ na wynik zabiegu [1, 6–9]. Zastosowanie ultrasonografii wewnątrznaczyniowej (IVUS, *intravascular ultrasound*) pozwala na znacznie bardziej precyzyjne zbadanie budowy blaszki miażdżycowej przed zastosowaniem DCA oraz na dokładną ocenę skutków cięć aterektomu [10–12].

Celem tej pracy była ocena wyników i mechanizmów działania aterektomii kierunkowej w różnych typach zmian miażdżycowych, dokonana na podstawie angiografii i ultrasonografii wewnątrznaczyniowej.

Material i metody

Badania przeprowadzono u 33 chorych podanych elektrywnemu zabiegowi DCA z powodu objawowej choroby wieńcowej. W badanej grupie było 28 mężczyzn i 5 kobiet w wieku 40–71 lat (śr. 59 ± 11 lat). U 18 chorych rozpoznano stabilną, a u 15 — niestabilną postać dławicy piersiowej; 8 osób przeżyło wcześniej zawał serca.

Przedmiotem badań były 33 zwężone segmenty tętnic wieńcowych, poszerzanych za pomocą DCA: 28 zwężeń zlokalizowanych w gałęzi międzykomorowej przedniej lewej tętnicy wieńcowej i 5 — w prawej tętnicy wieńcowej.

Jako kryterium powodzenia DCA przyjęto zwężenie pozostałe po zabiegu mniejsze niż 20% średnicy naczyń, w ocenie przeprowadzonej za pomocą angiografii ilościowej (QCA, *quantitative coronary angiography*).

Badanie IVUS oraz QCA wykonywano przed zabiegiem i po nim. W większości przypadków (21/33) średnica tętnicy w miejscu zwężenia przed zabiegiem była mniejsza niż średnica cewnika IVUS, uniemożliwiając wiarygodne pomiary światła naczyń. Z tego powodu ocenę ilościową światła naczyń przed DCA przeprowadzono wyłącznie na podstawie angiografii, a IVUS przed zabiegiem służyło ocenie jakościowej oraz pomiarom wielkości blaszki i całkowitego przekroju naczyń (otoczonego błoną sprężystą wewnętrzną).

Angiograficzną oraz ultrasonograficzną ocenę jakościową i ilościową tętnicy powtórzono bezpośrednio po zabiegu (przed ewentualnym wszczepieniem stentu) z wyjątkiem 2 przypadków, w których doszło do nagłego zamknięcia naczyń w przebiegu DCA. W tych przypadkach najpierw przywrócono drożność tętnicy za pomocą balonu do PTCA

i dopiero wówczas powtórzono ocenę. Po zabiegu DCA analizowano obraz IVUS w celu stwierdzenia, czy cięcia aterektomu nie uszkodziły błony mięśniowej ściany tętnicy (ryc. 1A i 1B).

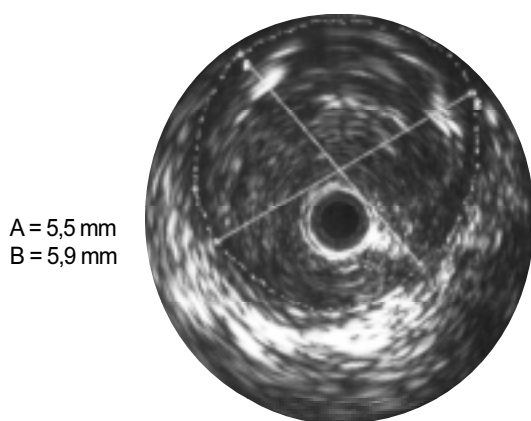
Badanie angiograficzne

Badanie angiograficzne wykonano przy zastosowaniu aparatu Angioscop C (Siemens AG, Niemcy), wyposażonego w cyfrowe przetwarzanie obrazu.

Po umieszczeniu cewnika prowadzącego w ujściu tętnicy wieńcowej podawano 10 000 j. heparyny dożylnie oraz 0,25 mg nitrogliceryny dowieńcowo. Przed wprowadzeniem cewnika ultrasonograficznego do tętnicy wieńcowej była ona filmowana w różnych projekcjach z prędkością 25 klatek/s.

Do analizy ilościowej wybierano tylko jedną projekcję, która najlepiej obrazowała badany segment tętnicy wieńcowej. Angiografię ilościową wykonywano na podstawie automatycznego, komputerowego obrysu światła naczynia z obrazu utrwalonego na filmie (Artrek, ImageComm System, Inc., Stany Zjednoczone). Ilościową ocenę angiogramu przeprowadzano na podstawie jednej z klatek filmu, zarejestrowanych w końcowej fazie rozkurczu w wybranej projekcji.

Opierając się na wzrokowej ocenie angiogramów we wszystkich projekcjach, w których badany segment był widoczny, zwężenia podzielono na dwie grupy: koncentryczne — C i niekoncentryczne — E. Ponadto w obrazie angiograficznym badanych zwężeń poszukiwano cieni świadczących o istnieniu zwapnień w blaszce miażdżycowej.



Ryc. 1A. Ultrasonograficzny obraz miękkiej, wolnej od zwapnień, ekscentrycznej blaszki miażdżycowej przed DCA.

Fig. 1A. Ultrasonographic image of soft, non-calcified, eccentric plaque before DCA.

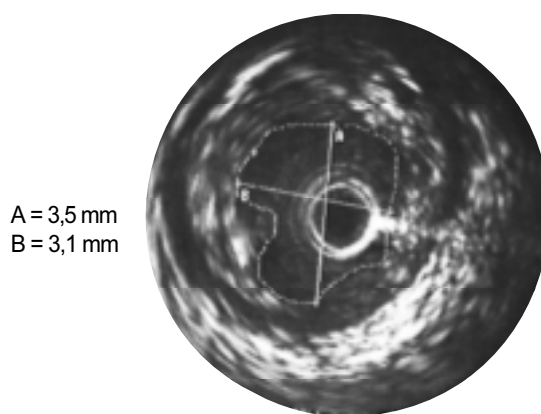
Badanie IVUS

Obrazy ultrasonograficzne uzyskano za pomocą cewnika 3,9 F z miniaturową mechaniczną głowicą 25 MHz (Interpret Imaging Catheter, model 3003M, Intertherapy Inc., Stany Zjednoczone). Cewnik był wprowadzany do tętnicy wieńcowej po metalowym przewodniku (*monorail system*) pod kontrolą fluoroskopową.

U niektórych osób podczas pierwszej echografii wewnątrznacyniowej (przed rewaskularyzacją) obserwowano objawy przemijającego niedokrwienia, będącego wynikiem czasowego zamknięcia tętnicy wieńcowej przez cewnik ultrasonograficzny. Poza tym nie zaobserwowano innych powikłań związanych z IVUS.

W wypadku wątpliwości co do właściwego rozcznienia ścian naczynia w zapisie ultrasonograficznym stosowano metodę zalecaną przez Hausmana i wsp., polegającą na dowieńcowych wstrzyknięciach jodowego środka cieniującego, który charakteryzuje się wysoką echogenicznością [13]. Obraz ultrasonograficzny oraz rentgenowski, pokazujący aktualną pozycję przetwornika ultrasonograficznego, był rejestrowany w sposób ciągły na taśmie magnetowidowej w systemie S-VHS. Umożliwiało to identyfikację korespondujących obrazów z IVUS i angiografii.

Analizę ilościową badanych segmentów przeprowadzano na podstawie zatrzymanego obrazu odtworzonego z taśmy magnetowidowej, korzystając z oprogramowania stanowiącego integralną część aparatu do ultrasonografii wewnątrznacyniowej firmy Intertherapy Inc. (Stany Zjednoczone).



Ryc. 1B. Ultrasonograficzny obraz tętnicy wieńcowej po DCA. Światło naczynia jest nieregularne i znacznie większe niż przed zabiegiem.

Fig. 2B. Ultrasonographic image of coronary artery after DCA. Artery lumen is irregular and much greater than before procedure.

Badano co najmniej 3 przekroje w każdym segmencie. Oceniano wymiary poprzeczne (LD) oraz pole powierzchni przekroju poprzecznego światła naczynia (LA), a także wymiary całkowite tętnicy, tj. wymiary przekroju otoczonego błoną sprężystą wewnętrzną: całkowity wymiar poprzeczny (TD) i całkowite pole powierzchni przekroju poprzecznego (TA). Pola powierzchni były mierzone przez komputer po ich ręcznym obrysowaniu na ekranie. W wypadku stwierdzenia wyraźnych różnic (> 25%) w wynikach pomiarów w obrębie analizowanego segmentu podwajano ilość badanych przekrojów. Średnie wartości LD, TD, LA, TA obliczano ze wszystkich pomiarów w każdym segmencie.

Różnica pomiędzy TD i LD była równa średniej grubości blaszki miażdżycowej (PD), a różnica TA i LA odpowiadała polu powierzchni blaszki miażdżycowej (PA).

Rozkład przestrzenny blaszek miażdżycowych określano na podstawie współczynnika ekscentryczności, zaproponowanego przez Honye'a i wsp. [14]. Na ultrasonograficznym obrazie przekroju poprzecznego naczynia mierzono grubość blaszki miażdżycowej w miejscu, gdzie była ona najcieńsza (A), oraz jej grubość w przeciwległej ścianie tętnicy (B). Zwężenie definiowano jako koncentryczne (C), gdy współczynnik ekscentryczności (iloraz A/B) był > 0,5, natomiast gdy współczynnik był < 0,5, zwężenie klasyfikowano jako niekoncentryczne (E).

Różnice echogeniczności składników blaszek miażdżycowych były podstawą do wyróżnienia trzech typów zmian [2, 15–17]:

1. miękkie — w ponad 80% jednorodne, o niskiej echogeniczności (niższej niż echogeniczność przydanki), charakterystycznej dla zmian bogatych w lipidy;
2. twarde — w ponad 80% jednorodne, o wysokiej echogeniczności (wyższej niż echogeniczność przydanki), cechującej blaszki zbudowane głównie z tkanki łącznej bogatokolagenowej;
3. mieszane — niejednorodne, zawierające zarówno elementy charakterystyczne dla blaszek miękkich jak i twardych [2, 15, 16].

Oprócz tego, niezależnie od typu blaszki miażdżycowej, oceniano obecność zwapnień, cechujących się wysoką echogenicznością z charakterystycznym cieniem akustycznym [17, 18]. Z uwagi na obecność zwapnień badane zmiany klasyfikowano jako: Ca(+) lub Ca(-). Blaszkę Ca(+) podzielono dalej ze względu na rozległość zwapnień na cztery grupy: Ca(+I) — zwapnienia w jednym kwadrancie, Ca(+II) — w dwóch, Ca(+III) — w trzech, Ca(+IV) — w czterech kwadrantach ultrasonograficznego obrazu przekroju tętnicy.

Analiza statystyczna

Uzyskane wymiary i pola powierzchni przekroju poprzecznego światła badanych naczyń przedstawiono w postaci: średnia ± odchylenie standardowe. Porównanie wyników otrzymanych z pomiarów dokonanych przy pomocy QCA oraz IVUS przeprowadzono, obliczając standaryzowaną wartość różnicy, której poziom istotności szacowano wg rozkładu t-Studenta po sprawdzeniu zgodności rozkładu różnic z rozkładem normalnym.

Porównanie średnich z pomiarów o charakterze zmiennych niepowiązanych przeprowadzono za pomocą analizy wariancji w klasyfikacji pojedynczej, pod warunkiem że ich rozkłady były zgodne z rozkładem normalnym, a ich wariancje nie różniły się istotnie między sobą. Jeśli warunek ten nie był spełniony, zastosowano analizę wariancji dla rang Kruskala-Wallisa. Wariancje zmiennych niepowiązanych porównywano testem F Fishera-Snedecora. (Na rycinach porównujących średnie przyrosty podawano istotność tych przyrostów, jak i istotność różnicy między ich wartościami).

Zgodność rozkładu zmiennych z rozkładem normalnym weryfikowano testem zgodności Kołmogorowa i dodatkowo za pomocą wykresu wartości na siatce rozkładu normalnego.

Aby ocenić siły zależności, obliczano współczynnik korelacji liniowej Pearsona (r) oraz współczynnik determinacji (R^2). Oprócz prostej regresji na wykresie zaznaczono przedział ufności dla funkcji regresji równy 95%.

Ocenę zależności parametrów jakościowych przeprowadzono na podstawie testu niezależności X^2 . Zgodność rozkładów parametrów jakościowych zmiennych powiązanych (określenie typu zmian wg angiografii i ultrasonografii wewnątrznacyniowej) weryfikowano testem McNemara bądź na podstawie rozkładu dwumianowego (w zależności od liczebności wyników), a jako miarę siły zgodności obliczano współczynnik Yule'a (Q).

Za znamienne przyjęto poziom istotności $p < 0,05$.

Wyniki

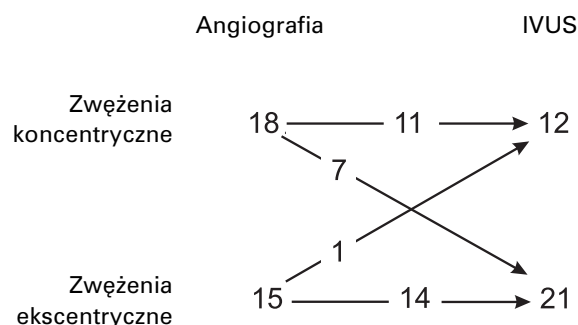
Po samej aterektomii angiograficzne kryteria powodzenia zabiegu zostały spełnione u 22 (67%) chorych. Pozostałych 11 (33%) osób wymagało dodatkowo wszczęcia stentu. Wszczepiono ogółem 14 stentów różnych typów. Powodem implantacji stentu w 2 przypadkach (6%) było nagłe zamknięcie tętnicy po DCA, a w 9 innych (27%) — zwężenie rezydualne, które przekraczało 20% średnicy naczynia w ocenie angiograficznej. Ostatecznie za-

bieg (DCA lub DCA + stent) zakończył się powodzeniem u wszystkich chorych z badanej grupy.

Struktura blaszek miażdżycowych oceniana przed DCA

Na podstawie obrazu angiograficznego przed zabiegiem badane zwężenia podzielono na dwie grupy: 18 zwężeń sklasyfikowano jako koncentryczne (C), a 15 jako — niekoncentryczne (E) (ryc. 2). Natomiast na podstawie badania ultrasonograficznego rozpoznano 12 zmian C i 21 zmian E. Ocena angiograficzna została potwierdzona przez IVUS w 25 przypadkach (76%), a w 8 (24%) zwężenia sklasyfikowano inaczej ($p = 0,07$, $Q = 0,91$). Angiograficzne rozpoznanie zmiany E znalazło potwierdzenie w IVUS w 14 przypadkach (93%), natomiast wśród zwężeń, które na podstawie angiografii sklasyfikowano jako C w 11 przypadkach (61%). Tylko w jednym przypadku (7%) zmiana oceniona była angiograficznie jako E i aż w 7 przypadkach (39%) zmian zaliczonych do C rozpoznanie ultrasonograficzne było odmienne (ryc. 2).

Na podstawie badania IVUS wykonanego przed aterektomią 16 (48%) blaszek miażdżycowych sklasyfikowano jako miękkie, 10 (30%) jako mieszane oraz 7 (21%) jako twarde. Zwapnienia w obrębie zwężeń będących celem zabiegu zaobserwowano w 15 przypadkach (45%). Zwapnienia występowały najczęściej, bo aż w 71% (5/7) blaszek twardych, w 50% (5/10) blaszek mieszanych oraz najrzadziej w blaszkach miękkich — 31% (5/16). Najczęściej występowały zwapnienia Ca(+)I (w 7 przypadkach)



Ryc. 2. Rozkład przestrzenny blaszek miażdżycowych przed aterektomią w ocenie angiograficznej i ultrasonograficznej.

Fig. 2. Geometric distribution of atherosclerotic plaques before atherectomy in angiographic and ultrasonographic evaluation.

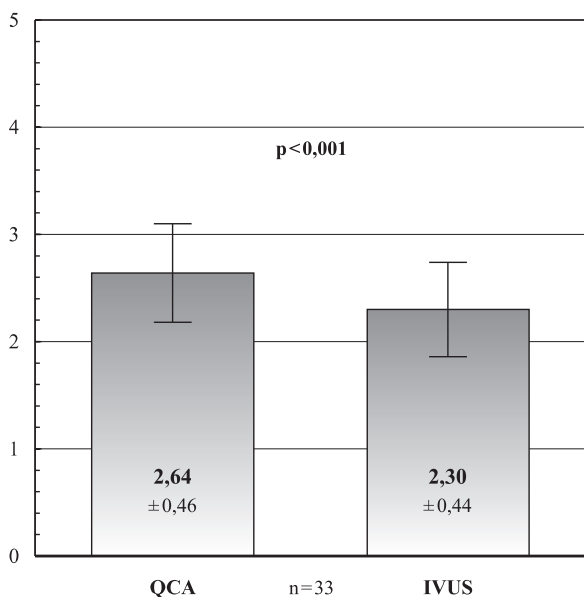
oraz Ca(+)II (w 5 przypadkach). Ponadto stwierdzono 2 zwapnienia Ca(+)III i jedno Ca(+)IV. Zwapnienia występowały nieco częściej w zwężeniach E (11/21, tj. 52%) niż w C (4/12 tj. 33%), jednak różnica nie była istotna. W obrazie rentgenowskim zaobserwowano zwapnienia tylko w 4 zwężeniach, co stanowi 27% blaszek sklasyfikowanych jako zwapniałe na podstawie IVUS. W radiogramie dostrzeżono wszystkie Ca(+)III i Ca(+)IV oraz jedno Ca(+)II.

Ilościowa ocena światła tętnicy po DCA

Wyniki ultrasonograficznej oceny minimalnego wymiaru poprzecznego (LD) oraz minimalnego pola powierzchni przekroju poprzecznego światła (LA) badanych segmentów tętnic po DCA były wyraźnie niższe w porównaniu z odpowiednimi wartościami uzyskanymi z QCA (ryc. 3 i 5). Zaobserwowane różnice były znamienne. Współczynniki korelacji i determinacji wynosiły: dla LD $r = 0,654$, $R^2 = 42,8\%$, dla LA $r = 0,779$, $R^2 = 60,7\%$ (ryc. 4 i 6).

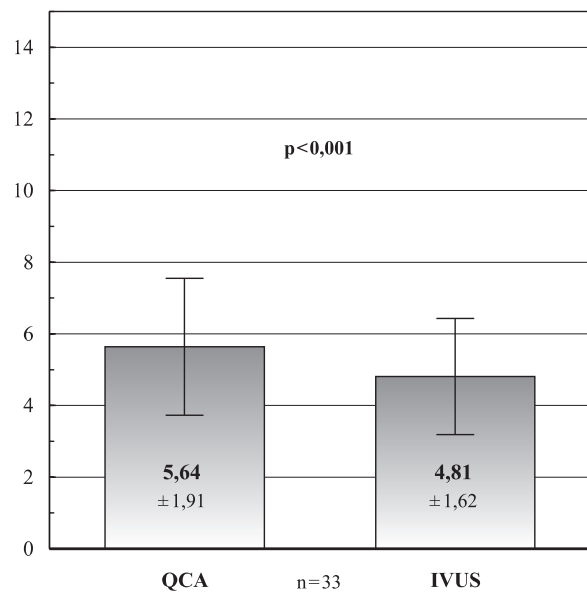
Jakościowa ocena światła tętnicy po DCA

W angiografii wykonanej bezpośrednio po aterektomii w 2 przypadkach stwierdzono całkowite zamknięcie poszerzanej tętnicy (proksymalny odcinek gałęzi międzykomorowej przedniej lewej tętnicy wieńcowej). W obu przypadkach wystąpiły kliniczne objawy ostrego niedokrwienia serca z towarzyszącym uniesieniem odcinka ST. Z uwagi na nasilenie tych objawów zrezygnowano z kontrolnego badania IVUS bezpośrednio po DCA. Badanie to wykonano po przywróceniu drożności tętnicy za pomocą balonu do PTCA. W obu przypadkach stwierdzono rozwarstwienie ściany tętnicy zarówno w badaniu angiograficznym, jak i ultrasonograficznym. Z tego powodu chorym wszczepiono stenty typu Gianturco-Roubin, uzyskując ustąpienie objawów oraz bardzo dobry wynik w ocenie angiograficznej. W 5 przypadkach na podstawie IVUS podejrzewano uszkodzenie błony mięśniowej ściany poszerzanego naczynia. U 3 osób uszkodzenie nie przekraczało błony mięśniowej, a u 2 chorych cięcie aterektomu objęło także przydanek (ryc. 7). Rozpoznanie ultrasonograficzne potwierdzono na podstawie badania histopatologicznego fragmentów tkanek wyciętych za pomocą aterektomu. Badanie mikroskopowe w jednym przypadku ujawniło uszkodzenie błony środkowej, którego nie dostrzeżono w IVUS. Uszkodzenia ściany naczynia nie manifestowały się w żaden sposób w angiografii bezpośred-



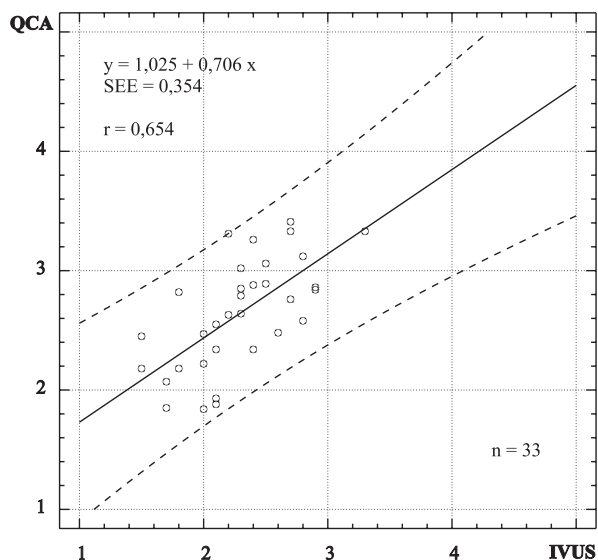
Ryc. 3. Wartości średnie z minimalnych wymiarów poprzecznych światła tętnic po DCA uzyskane z QCA i IVUS [mm].

Fig. 3. Mean values of minimal diameter of artery lumen after DCA obtained from QCA and IVUS [mm].



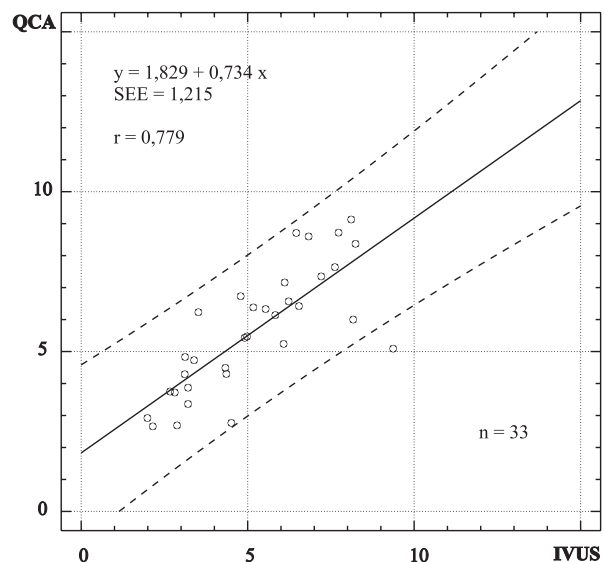
Ryc. 5. Wartości średnie z minimalnych pól powierzchni przekroju poprzecznego światła tętnic po DCA, uzyskane z QCA i IVUS [mm²].

Fig. 5. Mean values of minimal cross-section area of artery lumen after DCA obtained from QCA and IVUS [mm²].



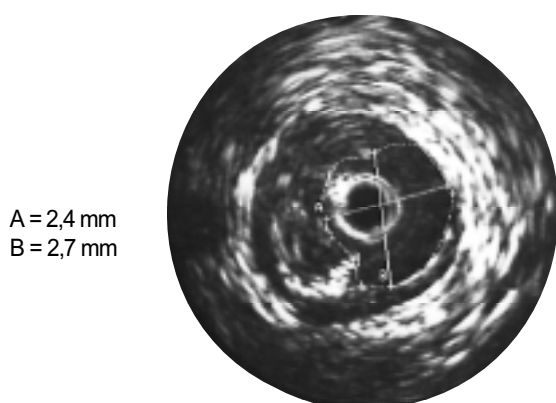
Ryc. 4. Minimalne wymiary poprzeczne światła tętnic po DCA w QCA i IVUS [mm] — wykres regresji.

Fig. 4. Minimal diameter of artery lumen after DCA obtained from QCA and IVUS [mm] — regression line.



Ryc. 6. Minimalne pola powierzchni przekroju poprzecznego światła tętnic po DCA w QCA i IVUS [mm²] — wykres regresji.

Fig. 6. Minimal cross-section area of artery lumen after DCA obtained from QCA and IVUS [mm²] — regression line.



Ryc. 7. Na podstawie zamieszczonego powyżej ultrasonograficznego obrazu tętnicy wieńcowej po zabiegu DCA wysunięto podejrzenie, że cewnik do aterektomii naruszył ciągłość błony mięśniowej tętnicy (pomiędzy 2 a 3 h). Podejrzenie potwierdzono w badaniu histopatologicznym.

Fig. 8. Suspicion of media injury caused by DCA catheter was taken on the basis of this ultrasonographic image (between 2 and 3 o'clock). This suspicion was confirmed by histopathological evaluation.

nio po zabiegu. Należy odnotować, że do uszkodzenia błony środkowej dochodziło wyłącznie w przypadkach, w których blaszka miażdżycowa w badaniu IVUS przed aterektomią miała wybitnie ekscentryczny charakter, tzn. że światło tętnicy z jednej strony było otoczone blaszką miażdżycową, z drugiej przylegało do niezmiętej lub prawie niezmiętej ściany. Ponadto badanie ultrasonograficzne po DCA ujawniło, że pomimo uszkodzenia

mięśniówki w tętnicy nadal pozostawały znaczne ilości materiału miażdżycowego.

Wszystkich chorych, u których po 3 miesiącach stwierdzono wyżej opisane uszkodzenia, poddano planowej kontroli angiograficznej. U 2 z nich stwierdzono istnienie tętniaka rzekomego, który zaopatrzone za pomocą stentu.

Ultrasonograficzna analiza wyników i mechanizmów działania DCA

U wszystkich badanych osób, pomimo wycięcia aterektomem znacznych ilości materiału miażdżycowego i osiągnięcia w większości przypadków bardzo dobrego wyniku angiograficznego, w obrazie ultrasonograficznym po DCA pole powierzchni przekroju poprzecznego nowo utworzonego światła tętnicy $LA = 4,81 \pm 1,62 \text{ mm}^2$ było mniejsze niż pozostawionej w niej części blaszki miażdżycowej $PA = 9,83 \pm 3,48 \text{ mm}^2$ ($p < 0,001$) (tab. 1). Wykonanie zabiegu aterektomii spowodowało zwiększenie pola powierzchni przekroju poprzecznego światła naczynia o $3,36 \pm 1,69 \text{ mm}^2$ ($p < 0,001$) w ocenie ultrasonograficznej (tab. 2). Pole powierzchni przekroju poprzecznego blaszki miażdżycowej, przed zabiegiem wynoszące $12,23 \pm 4,01 \text{ mm}^2$, w wyniku aterektomii uległo zmniejszeniu zaledwie o $2,40 \pm 2,13 \text{ mm}^2$ (tab. 1). Różnica ta, jakkolwiek w porównaniu z wielkością całej blaszki relatywnie niewielka, była istotna ($p < 0,001$). Zmniejszeniu PA towarzyszyły zmiany powierzchni przekroju pola otoczonego przez błonę sprężystą wewnętrzną (TA). W przeciwieństwie do chorych leczonych za pomocą PTCA, gdzie powiększenie TA jest regułą, po aterektomii nie było to zjawisko stałe. Choć

Tabela 1

Powierzchnia całkowitego przekroju poprzecznego tętnicy (TA) oraz pole powierzchni przekroju poprzecznego blaszki miażdżycowej (PA) przed i po DCA w badaniu IVUS [mm^2]

| Typ zwężenia | n | TA przed DCA | TA po DCA | PA przed DCA | PA po DCA |
|-------------------------------------|----|------------------|------------------|------------------|------------------|
| Blaszki miękkie | 16 | $13,72 \pm 3,92$ | $14,78 \pm 3,62$ | $12,32 \pm 3,93$ | $9,67 \pm 3,09$ |
| Blaszki mieszane i twarde | 17 | $13,66 \pm 4,11$ | $14,51 \pm 3,78$ | $12,15 \pm 4,08$ | $9,98 \pm 3,89$ |
| Bez zwapnień w blaszce miażdżycowej | 18 | $13,34 \pm 3,99$ | $14,72 \pm 3,82$ | $11,82 \pm 4,07$ | $9,26 \pm 3,83$ |
| Zwapnienia w blaszce miażdżycowej | 15 | $14,11 \pm 3,51$ | $14,55 \pm 2,98$ | $12,72 \pm 3,87$ | $10,51 \pm 2,95$ |
| Zwężenia koncentryczne | 12 | $12,71 \pm 3,61$ | $13,28 \pm 3,45$ | $11,08 \pm 3,99$ | $9,11 \pm 3,50$ |
| Zwężenia ekscentryczne | 21 | $14,25 \pm 4,09$ | $15,42 \pm 4,00$ | $12,89 \pm 4,11$ | $10,24 \pm 3,77$ |
| Razem | 33 | $13,69 \pm 4,03$ | $14,64 \pm 3,60$ | $12,23 \pm 4,01$ | $9,83 \pm 3,48$ |

Tabela 2

Powiększenie światła tętnicy (LA) oraz względny udział wycięcia blaszki i rozpychania naczyń od wewnątrz w powiększeniu światła w poszczególnych typach blaszek miażdżycowych leczonych za pomocą DCA

| Typ zwężenia | n | Powiększenie LA [mm ²] | Względny udział wycięcia blaszki | Względny udział rozpychania naczyń |
|-------------------------------------|----|------------------------------------|----------------------------------|------------------------------------|
| Blaszki miękkie | 16 | 3,71 ± 1,98 | 71,4% | 28,6% |
| Blaszki mieszane i twarde | 17 | 3,03 ± 1,21 | 71,3% | 28,7% |
| Bez zwapnień w blaszce miażdżycowej | 18 | 3,95 ± 1,82* | 64,8% | 35,2% |
| Zwapnienia w blaszce miażdżycowej | 15 | 2,65 ± 1,33* | 83,4% | 16,6% |
| Zwężenia koncentryczne | 12 | 2,56 ± 1,45** | 76,7% | 23,3% |
| Zwężenia ekscentryczne | 21 | 3,81 ± 1,84** | 69,5% | 30,5% |
| Razem | 33 | 3,36 ± 1,69 | 71,4% | 28,6% |

* p=0,03

** p=0,052

średnio pole powierzchni otoczone błoną sprężystą wewnętrzną z $13,69 \pm 4,03 \text{ mm}^2$ wzrosło do $14,64 \pm 3,60 \text{ mm}^2$ (tab. 1), tj. o $0,96 \pm 1,50 \text{ mm}^2$ ($p < 0,001$), to w 7 przypadkach odnotowano niewielkie zmniejszenie TA po wycięciu części blaszki miażdżycowej za pomocą aterektomu.

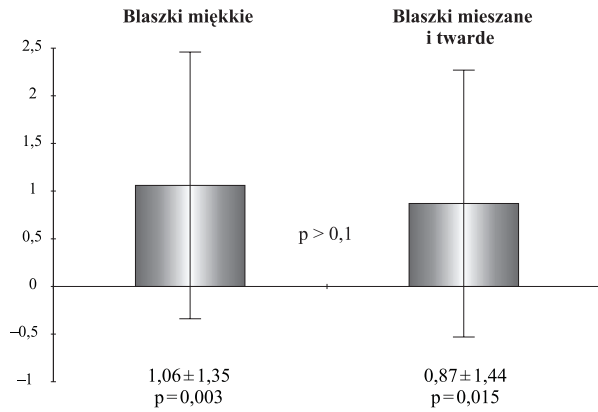
Przyjmując uproszczone założenie, że ubytek powierzchni przekroju blaszki oraz przyrost powierzchni przekroju naczyń przekładają się w prosty sposób na przyrost światła tętnicy, można założyć, że wycięcie blaszki miażdżycowej dawało średnio 71,4% powiększenia światła, a pozostałe 28,6% było spowodowane rozepchnięciem naczyń od wewnątrz. Analizując wyniki w segmentach naczyń z blaszkami miękkimi, mieszanymi i twardymi, przyjęto podział na dwie grupy: segmenty z blaszkami miękkimi oraz segmenty z blaszkami mieszanymi i twardymi.

W naczyniach z blaszkami miękkimi zarówno zmniejszenie PA, jak i powiększenie TA były większe niż w naczyniach z blaszkami mieszanymi i twardymi łącznie, jednak różnice nie były istotne (tab. 1, ryc. 8A i 8B). W efekcie średni względny przyrost światła był większy w segmentach z blaszkami miękkimi w porównaniu z pozostałymi segmentami, jednak także w tym przypadku różnica nie była znamienna (tab. 2). Średni procentowy udział wycięcia blaszki w powiększeniu światła naczyń był podobny i wynosił: dla segmentów z blaszkami miękkimi — 71,4%, dla segmentów z blaszkami mieszanymi

i twardymi — 71,3%. Pozostały udział w powiększeniu światła (odpowiednio: 28,6% i 28,7%) należy przypisać rozepchnięciu tętnicy od wewnątrz.

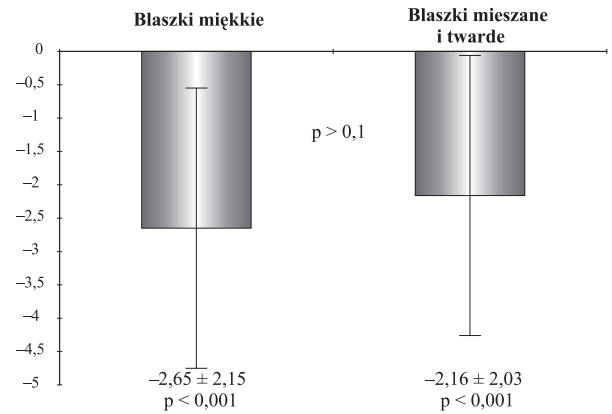
Średnie zmniejszenie PA blaszek bez zwapnień i blaszek ze zwapnieniami nie różniło się istotnie. Natomiast jeśli powiększenie powierzchni pola otoczonego przez błonę sprężystą wewnętrzną w segmentach z blaszkami bez zwapnień wynosiło $1,39 \pm 1,42 \text{ mm}^2$ i było istotne ($p < 0,001$), to w segmentach z blaszkami zwapniałymi zmiana TA nie była znamienna i wynosiła $0,44 \pm 1,28 \text{ mm}^2$ (tab. 1, ryc. 9A i 9B). Różnica pomiędzy przyrostami TA odnotowanymi zarówno w naczyniach z blaszkami bez zwapnień, jak i ze zwapnieniami była bliska spełnienia przyjętego kryterium istotności statystycznej ($p = 0,055$). Powiększenie światła naczyń w zwężonych segmentach bez zwapnień było znamienne większe ($p = 0,03$) niż w segmentach ze zwapnieniami (tab. 2). Średni względny udział wycięcia blaszki w powiększeniu światła naczyń w segmentach bez zwapnień wynosił 64,8% i był mniejszy niż w segmentach ze zwapnieniami, gdzie wynosił 83,4%. Zatem rozepchnięcie naczyń od wewnątrz w segmentach bez zwapnień spowodowało przyrost światła równy 35,2%, a w segmentach ze zwapnieniami — zaledwie 16,6%.

W blaszkach koncentrycznych zmniejszenie PA było mniejsze niż w blaszkach niekoncentrycznych, jednak różnica ta nie była istotna (tab. 1, ryc. 10A i 10B). Zwiększenie TA po aterektomii w naczyniach z blasz-



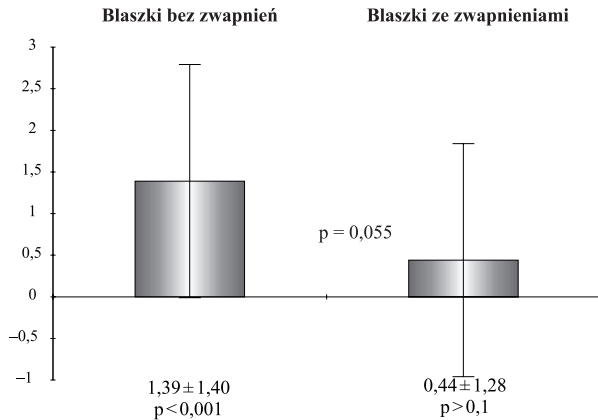
Ryc. 8A. Przyrost całkowitego pola przekroju poprzecznego (TA) tętnicy wieńcowej, spowodowany aterektomią w segmentach z blaszkami miękkimi oraz z blaszkami mieszanymi i twardymi.

Fig. 8A. Enlargement of total cross-section area (TA) of coronary artery caused by atherectomy in segments with soft versus hard and mixed plaques.



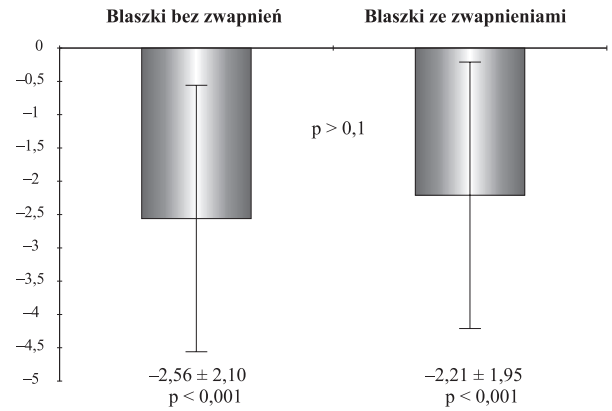
Ryc. 8B. Zmniejszenie pola przekroju blaszki miażdżycowej (PA), spowodowany aterektomią w segmentach z blaszkami miękkimi oraz z blaszkami mieszanymi i twardymi.

Fig. 8B. Reduction of plaque cross-section area (PA) caused by atherectomy in segments with soft versus hard and mixed plaques.



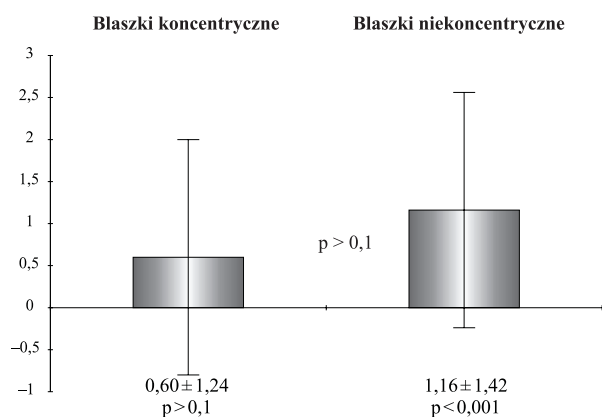
Ryc. 9A. Przyrost całkowitego pola przekroju poprzecznego (TA) tętnicy wieńcowej, spowodowany aterektomią w segmentach z blaszkami bez zwapnień i ze zwapnieniami.

Fig. 9A. Enlargement of total cross-section area (TA) of coronary artery caused by atherectomy in segments with non-calcified versus calcified plaques.



Ryc. 9B. Zmniejszenie pola przekroju blaszki miażdżycowej (PA), spowodowany aterektomią w segmentach z blaszkami bez zwapnień i ze zwapnieniami.

Fig. 9B. Reduction of plaque cross-section area (PA) caused by atherectomy in segments with non-calcified versus calcified plaques.



Ryc. 10A. Przyrost całkowitego pola przekroju poprzecznego (TA) tętnicy wieńcowej, spowodowany aterektomią w segmentach z blaszkami koncentrycznymi i niekoncentrycznymi.

Fig. 10A. Enlargement of total cross-section area (TA) of coronary artery caused by atherectomy in segments with concentric versus eccentric plaques.

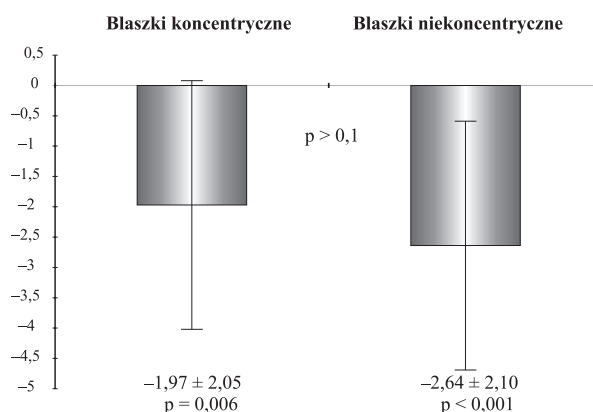
kami koncentrycznymi wynosiło $0,60 \pm 1,24 \text{ mm}^2$ i było nieistotne. Choć w naczyniach z blaszkami niekoncentrycznymi przyrost PA był większy ($1,16 \pm 1,42 \text{ mm}^2$) i istotny ($p < 0,001$), to różnica pomiędzy grupami nie była znamienna (tab.1, ryc.10A i 10B). Różnica pomiędzy segmentami z blaszkami koncentrycznymi i niekoncentrycznymi w zakresie powiększenia pola powierzchni przekroju światła tętnicy była bliska spełnienia przyjętego kryterium znamienności statystycznej (tab. 2). Względny udział wycięcia blaszki miażdżycowej w powiększeniu światła był nieco większy w naczyniach z blaszkami koncentrycznymi.

Angiograficzna analiza ilościowa wyników DCA

Powiększenie wymiaru poprzecznego naczynia uzyskane za pomocą aterektomii wynosiło średnio $1,21 \pm 0,69 \text{ mm}$. Średni przyrost wymiaru poprzecznego światła tętnicy był nieco większy w zwężeniach niekoncentrycznych ($1,34 \pm 0,72 \text{ mm}$) niż w koncentrycznych ($1,11 \pm 0,65 \text{ mm}$), jednak różnica ta nie była istotna.

Dyskusja

Dynamiczny rozwój nowych metod przeznaczonych do rewaskularyzacji serca stawia wymagania coraz dokładniejszego obrazowania struktury zmian miażdżycowych, powodujących krytyczne zwężenia



Ryc. 10B. Zmniejszenie pola przekroju blaszki miażdżycowej (PA), spowodowane aterektomią w segmentach z blaszkami koncentrycznymi i niekoncentrycznymi.

Fig. 10B. Reduction of plaque cross-section area (PA) caused by atherectomy in segments with concentric versus eccentric plaques.

tętnic wieńcowych. Oprócz poznania składników tworzących blaszkę miażdżycową ważny jest także rozkład przestrzenny zmiany w ścianie naczynia. Wiedza ta ma szczególne znaczenie przy wykonywaniu zabiegów, które są obciążone podwyższonym ryzykiem perforacji ściany tętnicy, takich jak aterektomia kierunkowa [10, 19, 20].

Przeprowadzone w tej pracy badanie zwężeń przed DCA wykazało istotne rozbieżności pomiędzy angiografią a ultrasonografią wewnątrznaczyniową w ocenie rozkładu przestrzennego blaszki miażdżycowej w ok. 1/3 przypadków. Niezgodności dotyczyły głównie zwężeń, które angiograficznie oceniono jako koncentryczne, natomiast w przypadku zwężeń uznanych za niekoncentryczne zgodność ocen była zdecydowanie większa. We wcześniejszych publikacjach [16, 21–25] różnice pomiędzy metodami w ocenie geometrii rozkładu przestrzennego zmian miażdżycowych były podobne lub nieco większe, a w pracy Mintza i wsp. sięgały nawet 50% [25].

Na podstawie badań dużych grup chorych leczonych za pomocą DCA wiadomo, że najlepsze wyniki odległe można uzyskać, wykonując aterektomię bardzo agresywnie w celu osiągnięcia możliwie największego światła i pozostawienia możliwie najmniejszej ilości materiału miażdżycowego w leczonym segmencie naczynia wieńcowego [3, 5, 26]. Jednakże takie postępowanie, bez znajomości rozkładu przestrzennego blaszki miażdżycowej, zwiększa

sza ryzyko uszkodzenia błony mięśniowej, a nawet przydanki tętnicy, co może prowadzić do perforacji lub wytworzenia tętniaka rzekomego ściany naczynia [10, 12, 27]. Klasyczne badanie IVUS, wykonywane za pomocą ultrasonograficznego cewnika diagnostycznego, pozwala co prawda dość precyzyjnie określić budowę wewnętrzną i rozkład przestrzeny blaszki miażdżycowej [19, 20, 28–30], jednak sterowanie kierunkiem cięć klasycznego aterektomu Simpsona odbywa się na podstawie obrazu angiograficznego [10]. Wykonywanie ultrasonografii wewnątrznacyniowej przed zabiegami rewaskularyzacyjnymi jest bez wątpienia pomocne w kwalifikacji do aterektomii kierunkowej, może także zmniejszyć ryzyko, ale — jak wykazały przedstawione w niniejszej pracy doświadczenia — nie pozwala całkowicie uniknąć powikłań spowodowanych zbyt głębokimi i niewłaściwie skierowanymi cięciami aterektomu. Wydaje się, że rozwiązaniem tego problemu może się okazać połączenie aterektomu z głowicą ultrasonograficzną, jednak doświadczenia z cewnikiem tego typu są jeszcze bardzo skromne [27].

Badania pośmiertne [31] oraz badania przyżyciowe za pomocą ultrasonografii wewnątrznacyniowej [9, 10, 15, 16, 27, 32] wykazały, że w wyniku poszerzania zwężeń tętnic wieńcowych, za pomocą balonu do angioplastyki lub aterektomu Simpsona, przekrój poprzeczny światła naczynia w miejscu poddanym zabiegowi jest zwykle bardzo nieregularny. Obecność pęknięć, rozwarstwień i innych nieregularności nowo wytworzonego — w wyniku zabiegu — światła tętnicy utrudnia jego dokładną ocenę ilościową na podstawie angiogramu [33]. Minimalne wymiary poprzeczne oraz minimalne pola przekroju poprzecznego światła tętnic po DCA były znamienne wyższe w QCA w porównaniu z IVUS, a zależności pomiędzy wynikami uzyskanymi za pomocą obu metod, wyrażone współczynnikami korelacji i determinacji, nie były zbyt silne. Zatem stosowana zwykle angiograficzna ocena wyników aterektomii, często zawyżając wielkość światła tętnicy po zabiegu, może być zbyt optymistyczna.

Pierwsze duże badania wieloośrodkowe [3, 5] porównujące wyniki angioplastyki balonowej (PTCA) i aterektomii kierunkowej wykazały, że chociaż uzyskane w wyniku zabiegu powiększenie światła tętnicy było większe po DCA, to zysk ten był okupiony większą ilością powikłań, a w badaniach odległych częstość występowania restenozy była tylko nieznacznie mniejsza u chorych poddanych aterektomii [5] lub nie różniła się wcale [3].

Wydaje się, że aterektomia kierunkowa w wybranych przypadkach może dawać lepsze wyniki niż angioplastyka, pod warunkiem właściwej kwalifika-

cji chorych i dokładnego wykonania zabiegu, co w dużej mierze zależy od doświadczenia operatora.

Jedyne w swoim rodzaju możliwości oceny światła naczynia i struktury zmian miażdżycowych, jakie daje ultrasonografia wewnątrznacyniowa, mogą się przyczynić się do sprecyzowania wskazań do DCA i określenia ograniczeń tego sposobu leczenia. W niniejszej pracy tylko dzięki ultrasonografii wewnątrznacyniowej było możliwe wyjaśnienie przyczyn stwierdzonych w czasie badań kontrolnych tętniaków rzekomych ściany tętnicy u 2 spośród 5 chorych, u których podczas DCA doszło do uszkodzenia warstw ściany tętnicy leżących pod błoną sprężystą wewnętrzną.

Analizując angiograficzny i ultrasonograficzny obraz tętnicy po wykonaniu aterektomii, najbardziej rzucającą się w oczy, a jednocześnie zaskakującą obserwacją była dysproporcja pomiędzy relatywnie niewielkim polem przekroju poprzecznego światła naczynia, a średnio ponad 2-krotnie większym polem przekroju blaszki miażdżycowej na wysokości leczonego zwężenia przy bardzo dobrym wyniku angiograficznym. Podobne obserwacje poczynili także inni autorzy — w pracy Umansa i wsp. [11] wycięta część blaszki stanowiła ok. 27% całości, a u Nakamury i wsp. [9] — ok. 18%.

Pomimo to właśnie zmniejszenie przekroju blaszki miażdżycowej spowodowane głównie jej wycięciem, a do pewnego stopnia zapewne także redystrybucją jej składników, miało największy udział (ok. 71%) w powiększeniu światła tętnicy za pomocą aterektomu Simpsona. Rozepchnięcie naczynia od wewnątrz, powodujące powiększenie jego całkowitego przekroju, dało przyrost światła naczynia szacowany średnio na ok. 29%.

Safian i wsp. na podstawie badania histologicznego i angiografii sugerowali, że wycięcie blaszki miażdżycowej jest jedynym mechanizmem powiększenia światła tętnicy w wyniku aterektomii [34]. Natomiast Umans i wsp., wykonując IVUS u 26 chorych przed aterektomią i po niej, podobnie jak autorzy wykazali, że wprawdzie głównym mechanizmem odpowiedzialnym za powiększenie światła tętnicy jest wycięcie blaszki miażdżycowej, ale pewną rolę odgrywa też udział rozepchnięcia naczynia od wewnątrz (ok. 15%) [11]. Również Umans i wsp. w pracy opublikowanej w innym piśmie, ale w tym samym roku, w 16 badanych przypadkach wykazali znacznie większy równy 34% udział rozepchnięcia naczynia od wewnątrz w powiększeniu światła tętnicy podczas aterektomii kierunkowej [1]. Zapewne mała liczebność badanych grup była przyczyną różnic w wynikach badań pochodzących z jednego ośrodka [1, 11]. Podobne wyniki otrzymywali

także inni badacze — w pracy Bradena i wsp. [32] udział rozepchnięcia światła od wewnątrz wynosił 22%, natomiast w badaniach Nakamury i wsp. [9] był on większy i wynosił średnio 39%.

W badaniach przeprowadzonych przez De Lezo i wsp. [15] zmniejszenie przekroju blaszki po DCA było znamienne większe w zmianach o niskiej echogeniczności niż zmianach o wysokiej echogeniczności. Wbrew oczekiwaniom w naszym materiale nie stwierdziliśmy różnic w mechanizmach działania ani w wyniku aterektomii pomiędzy blaszkami miękkimi a blaszkami mieszanymi i twardymi. Istotne różnice ujawniły się przy podziale na blaszki ze zwapnieniami i bez zwapnień. W blaszkach zwapniałych powiększenie całkowitego przekroju tętnicy było znamienne mniejsze niż w blaszkach bez zwapnień i nie różniło się istotnie od zera. Z tego powodu względny udział wycięcia blaszki w powiększeniu światła naczyń był większy w blaszkach zwapniałych w porównaniu z blaszkami bez zwapnień, chociaż zmniejszenie przekroju blaszki wyrażone w wartościach bezwzględnych było nieco mniejsze w zmianach zwapniałych. W konsekwencji wynik aterektomii mierzony przyrostem światła tętnicy był znamienne gorszy w blaszkach ze zwapnieniami w porównaniu z blaszkami bez zwapnień.

Także Umans i wsp. uzyskali większy przyrost światła w zwężeniach wolnych od zwapnień, natomiast w przypadku zmian zwapniałych — najgorsze wyniki otrzymywali, gdy zwapnienia były zlokalizowane powierzchownie [11]. Matar i wsp. [26] również wykazali, że obecność zwapnień w obrębie leczonego zwężenia jest najważniejszym czynnikiem ograniczającym skuteczność zabiegu aterektomii, mierzoną wielkością rezydualnego zwężenia oraz względną objętością wyciętej części blaszki miażdżycowej.

Natomiast Braden i wsp. [32] zwrócili uwagę, że w badanej przez nich grupie 25 zwężeń skuteczność wycinania blaszki miażdżycowej była istotnie większa w zmianach niekoncentrycznych w porównaniu z koncentrycznymi. W niniejszej pracy zarysowała się podobna różnica, jakkolwiek jej wartość nie przekroczyła poziomu istotności podobnie jak różnica w powiększeniu światła naczyń po aterektomii ($p = 0,052$). W grupie badanej przez autorów w zmianach koncentrycznych powiększenie całkowitego przekroju tętnicy było niewielkie i nie różniło się istotnie od zera w przeciwieństwie do zmian niekoncentrycznych. W tej ostatniej grupie, w czę-

ści przypadków blaszka nie zajmowała całej ściany naczyń. Istnienie fragmentu wolnej ściany sprzyjało powiększeniu całkowitego przekroju tętnicy i zapewne było przyczyną odnotowanej różnicy.

Przyjęty podział angiograficzny nie różnicował zwężeń co do osiągniętego wyniku aterektomii kierunkowej.

Złożone i zróżnicowane w poszczególnych przypadkach mechanizmy powiększenia światła zwężonej tętnicy za pomocą angioplastyki balonowej, jak i aterektomii kierunkowej są nadal przedmiotem badań [1, 8, 10, 21, 32, 35–37]. Najcenniejsze z nakowego punktu widzenia, ale jednocześnie trudne do przeprowadzenia są obserwacje przeprowadzone *in vivo*. Zapewne z tego powodu opublikowane do tej pory dane są w większości oparte na badaniach relatywnie niewielkich grup chorych. Zatem każde nowe badanie dotyczące tego zagadnienia stanowi istotny element w tworzeniu i ugruntowaniu wiedzy o czynnikach wpływających na skuteczność i mechanizmy działania PTCA oraz DCA. Wiedza ta może mieć potencjalne konsekwencje praktyczne, polegające na doborze najwłaściwszej spośród różnych metod przeznaczeniowej rewaskularyzacji serca na podstawie struktury blaszki miażdżycowej powodującej krytyczne zwężenie tętnicy.

Wnioski

1. Przeprowadzone w tej pracy badanie zwężeń przed DCA w ok. 1/3 przypadków wykazało istotne rozbieżności pomiędzy angiografią a ultrasonografią wewnątrznacyniową w ocenie rozkładu przestrzennego blaszki miażdżycowej.
2. W segmentach tętnic po DCA minimalne wymiary poprzeczne oraz minimalne wymiary pola przekroju poprzecznego światła tętnic były znamienne wyższe w QCA w porównaniu z IVUS.
3. Ultrasonografia wewnątrznacyniowa pozwalała wykryć niewidoczne w angiografii uszkodzenia błony mięśniowej tętnicy, powstałe w wyniku cięć aterektomu.
4. Dominującym mechanizmem powiększenia światła naczyń w wyniku DCA jest wycięcie blaszki miażdżycowej, natomiast powiększenie całkowitego przekroju tętnicy odgrywa mniejszą rolę.
5. Udział obu mechanizmów działania aterektomii w przyroście światła naczyń oraz wielkość tego przyrostu zależą od typu blaszki miażdżycowej (wg oceny ultrasonograficznej przed DCA).

Streszczenie

Wyniki DCA w badaniu IVUS

Cel pracy: Ocena wczesnych wyników i mechanizmów działania aterektomii kierunkowej (DCA) w różnych typach zmian miażdżycowych dokonana na podstawie angiografii i ultrasonografii wewnątrznaczyniową (IVUS).

Materiał i metody: Badania przeprowadzono u 33 chorych w wieku 40–71 lat (śr. 59 ± 11 lat) poddanych zabiegowi DCA z powodu objawowej choroby wieńcowej. Angiografię wraz z oceną ilościową (QCA) oraz IVUS wykonywano przed i po zabiegu DCA.

Wyniki: Po DCA angiograficzne kryteria powodzenia zabiegu zostały spełnione u 22 (67%) chorych. Pozostałych 11 (33%) osób wymagało dodatkowo wszczęcia stentu. W 5 przypadkach ekscentrycznych blaszek miażdżycowych w IVUS stwierdzono uszkodzenie błony mięśniowej ściany poszerzanego naczynia. Wyniki pomiarów światła segmentów tętnic po DCA były znamienne wyższe w QCA w porównaniu z odpowiednimi wartościami uzyskanymi z IVUS.

U wszystkich badanych osób, pomimo dobrego wyniku angiograficznego DCA, w IVUS pole przekroju światła tętnicy było mniejsze niż pozostawionej w niej części blaszki miażdżycowej ($4,81 \pm 1,62$ vs $9,83 \pm 3,48$ mm², $p < 0,001$). Aterektomia kierunkowa spowodowała zwiększenie przekroju światła naczynia o $3,36 \pm 1,69$ mm² ($p < 0,001$), zmniejszenie przekroju blaszki miażdżycowej o $2,40 \pm 2,13$ mm² ($p < 0,001$) oraz powiększenie całkowitego przekroju tętnicy o $0,96 \pm 1,50$ mm² ($p < 0,001$). Na powiększenie światła złożyło się wycięcie blaszki miażdżycowej (śr. 71,4%) i rozepchnięcie naczynia od wewnątrz (śr. 28,6%). Ostateczny wynik DCA był istotnie lepszy w zmianach bez zwapnień w porównaniu ze zmianami zwapniałymi ($p = 0,03$). W innych podziałach typów blaszek miażdżycowych różnice nie były istotne.

Wnioski: 1. Badanie zwężeń przed DCA wykazało istotne rozbieżności pomiędzy angiografią a IVUS w ocenie rozkładu przestrzennego blaszki miażdżycowej w 1/3 przypadków. 2. Pomiary światła segmentów tętnic po DCA były znamienne wyższe w QCA w porównaniu z IVUS. 3. Ultrasonografia wewnątrznaczyniowa pozwalała wykryć uszkodzenia błony mięśniowej tętnicy niewidoczne w angiografii. 4. Dominującym mechanizmem powiększenia światła naczynia w wyniku DCA jest wycięcie blaszki miażdżycowej, natomiast powiększenie całkowitego przekroju tętnicy odgrywa mniejszą rolę. 5. Udział obu mechanizmów działania aterektomii w przyroście światła naczynia oraz wielkość tego przyrostu zależą od struktury blaszki miażdżycowej. (Folia Cardiol. 1999; 6: 191–205)

aterektomia kierunkowa, ultrasonografia wewnątrznaczyniowa

Piśmiennictwo

1. Di Mario C., Gil R., Camenzind E., Ozaki Y., von Birgelen C., Umans V., de Jaegere P., de Feyter P.J., Roelandt J.R., Serruys P.W. Quantitative assessment with intracoronary ultrasound of the mechanisms of restenosis after percutaneous transluminal coronary angioplasty and directional coronary atherectomy. Am. J. Cardiol. 1995; 75: 772–777
2. Hodgson J.McB., Reddy K.G., Suneja R., Nair R.N., Lesnefsky 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
3. Adelman A.G., Cohen E.A., Kimball B.P., Bonan R., Ricci D.R., Webb J.G., Laramée L., Barbeau G., Traboulsi M., Corbett B.N., Schwartz L., Logan A.G.: A comparison of directional atherectomy with balloon angioplasty for lesions of the left anterior descending coronary artery. *N. Engl. J. Med.* 1993; 329: 228–233.
 4. Suneja R., Nair R.N., Reddy K.G., Rasheed Q., Sheehan H.M., Hodgson J.McB. Mechanism of angiographically successful directional coronary atherectomy: evaluation by intracoronary ultrasound and comparison with transluminal coronary angioplasty. *Am. Heart J.* 1993; 126: 507–514.
 5. Topol E.J., Leya F., Pinkerton C.A., Whitlow P.L., Hofling B., Simonton C.A., Masden R.R., Serruys P.W., Leon M.B., Williams D.O., King III S.B., Mark D.B., Isner J.M., Holmes D.R., Ellis S.G., Lee K.L., Keeler G.P., Berdan L.G., Hinohara T., and Califf R.M. for the CAVEAT Study Group: A comparison of directional atherectomy with coronary angioplasty in patients with coronary artery disease. *N. Engl. J. Med.* 1993; 329: 221–227.
 6. Marsico F., Kubica J., DeServi S., Angoli L., Bramucci E., Specchia G.: Utilità dell'eco intravascolare nella cardiologia interventistica. *G. Ital. Cardiol.* 1993; 23: 1147–1154.
 7. Marsico F., Kubica J., DeServi S., Laudisa M.L., Bramucci E., Angoli L., Costante A.M., Specchia G. Può la morfologia della placca aterosclerotica condizionare il risultato della procedura di rivascolarizzazione? Studio con eco-intravascolare. *G. Ital. Cardiol.* 1994; 24 (supl.): 1: C211.
 8. 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.
 9. Nakamura S., Mahon D.J., Leung C.Y., Maheswaran B., Gutfinger D.E., Yang J., Zelman R., Tobis J.M. Intracoronary ultrasound imaging before and after directional coronary atherectomy: in vitro and clinical observations. *Am. Heart J.* 1995; 129: 841–851.
 10. Kubica J., Marsico F., Sielski S., DeServi S., Stanke A., Bramucci E., Angoli L., Świątecka G., Specchia G. Ocena skuteczności i mechanizmów działania angioplastyki oraz aterektomii kierunkowej za pomocą ultrasonografii wewnątrznaczyniowej. *Pol. Merk. Lek.* 1996; 1: 104–107.
 11. Umans V.A., Baptista J., Di Mario C., von Birgelen C., Quaadvlieg P., de Feyter P.J., Serruys P.W. Angiographic, ultrasonic, and angioscopic assessment of the coronary artery wall and lumen area configuration after directional atherectomy: the mechanism revisited. *Am. Heart J.* 1995; 130: 217–227.
 12. Yock P.G., Fitzgerald P.J., Sudhir K., Ports T.A. Intravascular ultrasound guidance during atherectomy. W: Tobis J.M., Yock P.G. red. *Intravascular ultrasound imaging.* Churchill Livingstone, New York 1992: 149–159.
 13. Hausmann D., Sudhir K., Mullen W.L., Fitzgerald P.J., Ports T.A., Daniel W.G., Yock P.G. Contrast-enhanced intravascular ultrasound: validation of a new technique for delineation of the vessel wall boundary. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 23: 981–987.
 14. 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.
 15. De Lezo J.S., Romero M., Medina A., Pan M., Pavlovic D., Vaamonde R., Hernandez E., Melian F., Rubio F.L., Marrero J., Segura J., Irurita M., Cabrera J.A. Intracoronary ultrasound assessment of directional coronary atherectomy: Immediate and follow-up findings. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 21: 298–307.
 16. Kubica J., Marsico F., DeServi S., Sukiennik A., Angoli L., Bramucci E., Specchia G. Ultrasonografia wewnątrznaczyniowa czy angiografia – Jak oceniać tętnice wieńcowe przed i po angioplastyce? *Kardiol. Pol.* 1996; 45: 406–413.
 17. Kubica J. Miejsce ultrasonografii wewnątrzwieńcowej w kardiologii inwazyjnej. *Nowa Medycyna* 1997; 4: 9–13.
 18. Tuzcu E.M., Berkalp B., DeFranco A.C., Ellis S.G., Goormastic M., Whitlow P.L., Franco I., Raymond R.E., Nissen S.E. The dilemma of diagnosing coronary calcification: Angiography versus intravascular ultrasound. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 27: 832–838.
 19. Baptista J., Di Mario C., Escaned J., Arnese M., Ozaki Y., de Feyter P., Roelandt J.R., Serruys P.W. Intracoronary two-dimensional ultrasound imaging in the assessment of plaque morphologic features and planning of coronary interventions. *Am. Heart J.* 1995; 129: 177–187.
 20. 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.
 21. Baptista J., Di Mario C., Ozaki Y., Escaned J., Gil R., de Feyter P., Roelandt J.R., Serruys P.W. Impact of plaque morphology and composition on the mechanisms of lumen enlargement using intracoronary ultrasound and quantitative angiography after balloon angioplasty. *Am. J. Cardiol.* 1996; 77: 115–121.
 22. Kubica J., Marsico F., Bramucci E., DeServi S., Angoli L., Barberis P., Costante A.M., Specchia G. Cor-

- onary angiography versus intravascular ultrasound. Comparison of two different methods of coronary visualisation. 5-th International Symposium on Coronary Arteriography 1993. Abstract book: 50.
23. Kubica J., Marsico F., Bramucci E., DeServi S., Angoli L., Barberis P., Costante A.M., Specchia G. Measurements of coronary artery dimensions by quantitative angiography and intravascular ultrasound. *Eur. Heart J.* 1993; 14, supl:127 (streszczenie).
 24. Kubica J. Zmiany miażdżycowe w tętnicach wieńcowych w angiografii i ultrasonografii wewnątrznaczyniowej. *Kardiol. Pol.* 1994; 41: 463–467.
 25. Mintz G.S., Popma J.J., Pichard A.D., Kent K.M., Satler L.F., Chuang Y.C., DeFalco R.A., Leon M.B. Limitations of angiography in the assessment of plaque distribution in coronary artery disease. A systematic study of target lesion eccentricity in 1446 lesions. *Circulation* 1996; 93: 924–931.
 26. Matar F.A., Mintz G.S., Pinnow E., Popma J.J., Kent K.M., Satler L.F., Pichard A.D., Leon M.B. Multivariate predictors of intravascular ultrasound end points after directional coronary atherectomy. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; 25: 318–324.
 27. Fitzgerald P.J., Sudhir K., Gupta M., Honda G., Bellef W.M., Yock P.G. Combined atherectomy/ultrasound imaging device reduces subintimal tissue injury. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1992; 19: 223A.
 28. Birgelen C. von, Slager C.J., Di Mario C., de Feyter P.J., Serruys P.W. Volumetric intracoronary ultrasound: a new maximum confidence approach for the quantitative assessment of progression-regression of atherosclerosis? *Atherosclerosis* 1995; 118, supl. S103–S113.
 29. Hausmann D., Lundkvist A.J., Friedrich G., Sudhir K., Fitzgerald P.J., Yock P.G. Lumen and plaque shape in atherosclerotic coronary arteries assessed by in vivo intracoronary ultrasound. *Am. J. Cardiol.* 1994; 74: 857–863.
 30. Waller B.F., Pinkerton C.A., Slack J.D. Intravascular ultrasound: A histological study of vessels during live. The new “Gold Standard” for vascular imaging. *Circulation* 1992; 85: 2305–2310.
 31. Waller B.F. „Crackers, breakers, stretchers, drillers, scrapers, shavers, burners, walders and melters” — the future treatment of atherosclerotic coronary artery disease? A clinical-morphologic assessment. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1989, 13, 969–987.
 32. Braden G.A., Herrington D.M., Downes T.R., Kutcher M.A., Little W.C. Qualitative and quantitative contrasts in mechanisms of lumen enlargement by coronary balloon angioplasty and directional coronary atherectomy. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1994; 23: 40–48.
 33. Topol E.J., Nissen S.E. Our preoccupation with coronary luminology. The dissociation between clinical and angiographic findings in ischemic heart disease. *Circulation* 1995; 92: 2333–2342.
 34. Safian R.D., Gelbfish J.S., Erny R.E., Schnill S.J., Schmidt D.A., Baim D.S. Coronary atherectomy: clinical, angiographic, and histological findings and observations regarding potential mechanisms. *Circulation* 1990; 82: 69–79.
 35. Marsico F., Kubica J., DeServi S., Angoli L., Costante A.M., Specchia G. Lumen enlargement after stent deployment: comparison with PTCA and DCA. *Circulation* 1994; 90 (supl.): I-157.
 36. 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.
 37. Bramucci E., Angoli L., Merlini P.A., Barberis P., Laudisa M.L., Colombi E., Poli A., Kubica J., Ardisino D. Adjunctive stent implantation following directional coronary atherectomy in patients with coronary artery disease. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 32: 1855–1860.