

Zastosowanie koherentnej tomografii optycznej do optymalizacji wyniku zabiegu implantacji stentu

Optical coherence tomography-guided stent implantation

Mirosław Jabłoński, Marek Kosiński, Marcin Rychter, Marek Radomski, Tomasz Białoszyński, Adam Sukiennik, Jacek Kubica

Klinika Kardiologii i Chorób Wewnętrznych, Collegium Medicum w Bydgoszczy, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu

Abstract

A case of 51-year-old woman who was admitted to Department of Cardiology and Internal Medicine in Bydgoszcz due to unstable angina pectoris with elevated level of troponin I is presented. The patient underwent optical coherence tomography-guided angioplasty of the proximal left anterior descending artery with an implantation of everolimus-eluting stent. Optical coherence tomography (OCT) visualized a plaque or thrombus prolaps between stent struts that was undetectable by intravascular ultrasound. A postdilatation with a bigger balloon was performed. Final OCT imaging revealed a well apposed and expanded coronary stent without any tissue prolaps between struts.

Key words: optical coherence tomography, intracoronary stent

Kardiologia Polska 2009; 67: 1140-1145

Wstęp

Zastosowanie stentów wewnątrzświecowych było bez wątpienia największym przełomem w kardiologii interwencyjnej od czasu wprowadzenia angioplastyki przez Gruentzinga [1, 2]. Z kolei implantacja stentu pod kontrolą ultrasonografii wewnątrznaczyniowej (IVUS) przyczyniła się do optymalizacji wyniku zabiegu poprzez uzyskanie większego światła w implantowanym stencie [3, 4].

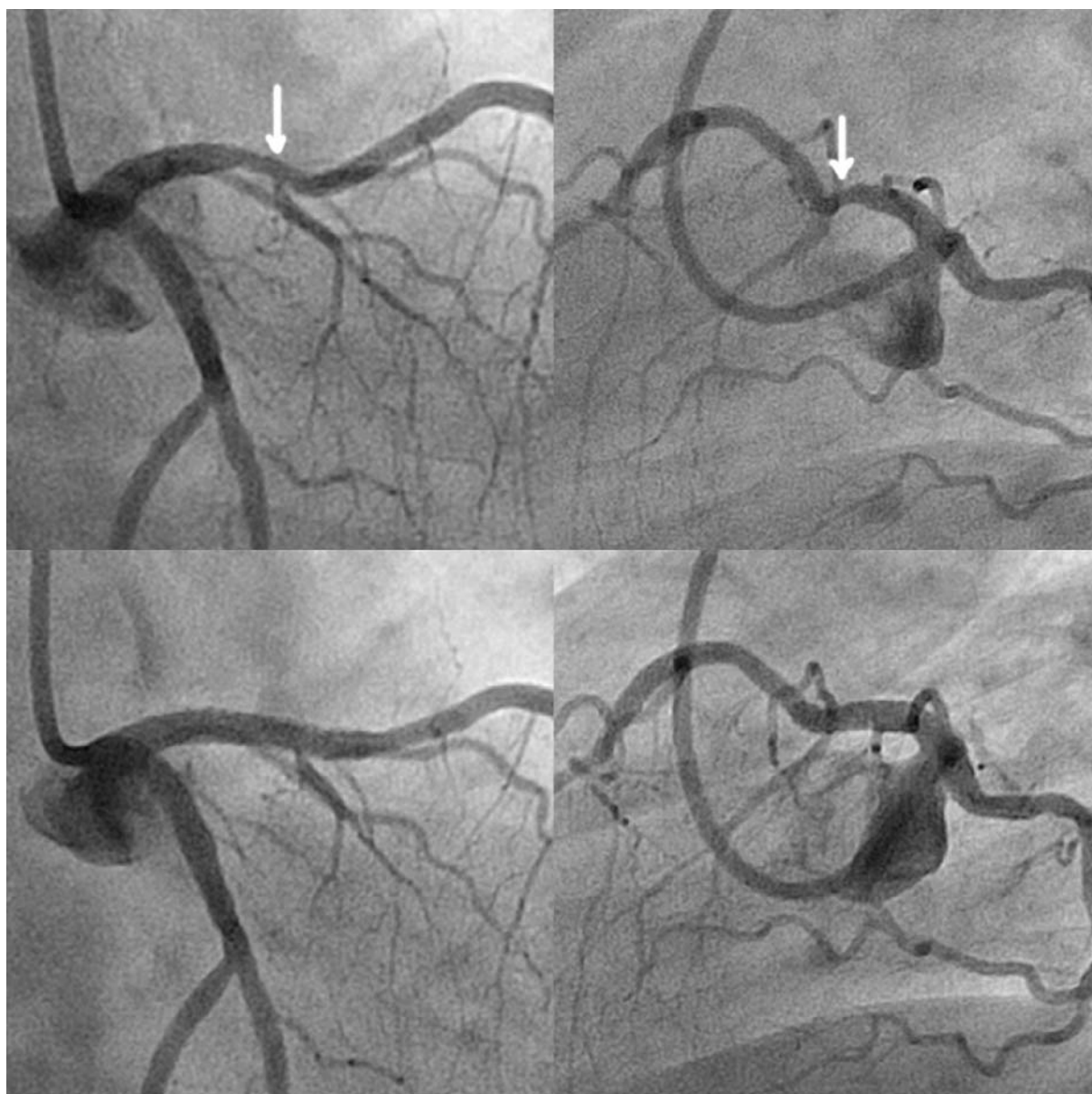
Koherentna tomografia optyczna (ang. *optical coherence tomography*, OCT) jest nową wewnątrznaczyniową metodą wizualizacji opartą na odbiciu wiązki światła podczerwieni, którą zaczęto wykorzystywać w kardiologii interwencyjnej na początku obecnego stulecia. Dzięki różnym wskaźnikom optycznym struktur wewnątrznaczyniowych dochodzi do zmiany własności odbitych promieni w stosunku do wiązki referencyjnej [5, 6]. W ten sposób powstają obrazy charakteryzujące się 10-krotnie wyższą rozdzielczością (10 μm) w porównaniu z IVUS, które umożliwiają dokładną ocenę zewnętrznych elementów blaszki miażdżycowej oraz ocenę implantacji stentu [7–9].

Opis przypadku

Prezentujemy przypadek 51-letniej kobiety z niestabilną dławicą piersiową i podwyższonym stężeniem troponiny I (0,74 ng/ml; zakres wartości referencyjnych < 0,04 ng/ml; stężenie u pacjentów z zawałem serca \geq 0,78 ng/ml), która została przekazana do Kliniki Kardiologii i Chorób Wewnętrznych ze szpitala powiatowego w celu leczenia interwencyjnego. Mimo zastosowania pełnego leczenia farmakologicznego (kwas acetylosalicylowy, klopidogrel, enoksaparyna, beta-bloker, inhibitor konwertazy angiotensyny, statyna, trimetazydyna, nitrogliceryna we wlewie dożylnym) w ośrodku kierującym, u pacjentki nawracały od 8 dni spoczynkowe kilkuminutowe dolegliwości bólowe za mostkiem o charakterze uczucia ciężaru. W EKG obserwowano jedynie płytki ujemny załamek T w odprowadzeniu III i płaski załamek T w odprowadzeniu aVF. Z czynników ryzyka choroby wieńcowej u chorej występowały: palenie papierosów, hipercholesterolemia i otyłość. Niezwłocznie po przyjęciu do Kliniki u pacjentki wykonano koronarografię, która ujawniła graniczne zwężenie w proksymalnym odcinku gałęzi międzykomorowej przed-

Adres do korespondencji:

dr n. med. Mirosław Jabłoński, Klinika Kardiologii i Chorób Wewnętrznych, Collegium Medicum, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu, ul. Marii Curie-Skłodowskiej 9, 85-094 Bydgoszcz, tel.: +48 52 585 40 23, e-mail: mirek87@wp.pl



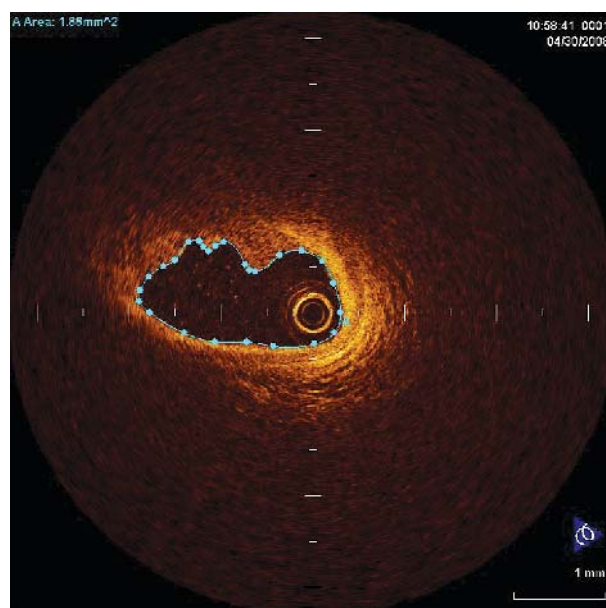
Rycina 1. Zwężenie w proksymalnym odcinku gałęzi międzykomorowej przedniej przed angioplastyką wieńcową (strzałki) i po interwencji

niej – minimalna średnica naczynia wyrażona w procentach w stosunku do odcinka referencyjnego wg angiografii ilościowej odpowiednio 40 i 42% w projekcjach RAO 30° i LAO 90° (Rycina 1.). Wykonane z użyciem sondy Eagle Eye® Gold i oprogramowania In-Vision Gold (Volcano Therapeutics, Stany Zjednoczone) badanie IVUS potwierdziło graniczny charakter zmiany (Rycina 2.). Minimalne pole przekroju poprzecznego tętnicy w miejscu oddania gałęzi septalnej wynosiło 4,08 mm², przy całkowitym polu przekroju poprzecznego naczynia równym 14,93 mm². Następnie za pomocą systemu M2x, cewnika ImageWire 0,019” i cewnika balonowego do okluzji naczynia Helios (Light-Lab™, Stany Zjednoczone) wykonano badanie OCT. W OCT

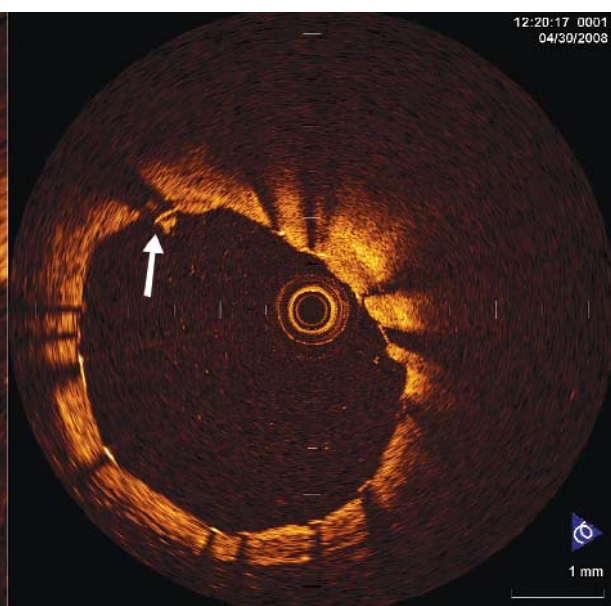
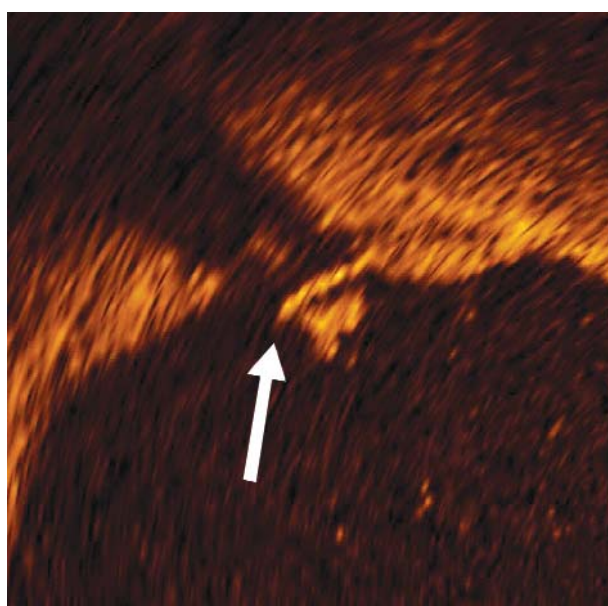
minimalne pole przekroju poprzecznego naczynia (1,86 mm²) było istotnie mniejsze niż w badaniu IVUS, prawdopodobnie na skutek wizualizacji miękkiej skrzepliny niewidocznej w ultrasonografii wewnątrznacyniowej (Rycina 3.). Podjęto decyzję o angioplastyce gałęzi międzykomorowej przedniej. Używając przewodnika BHW, wszczepiono ciśnieniem 16 atm stent uwalniający ewerolimus Xience V 3,0 × 15 mm (Abbott Vascular, Stany Zjednoczone). Następnie wykonano badanie OCT, które wykazało w obrębie stentu uwypuklenie blaszki miażdżycowej lub skrzepliny do wnętrza naczynia, nieobecne w ultrasonografii wewnątrznacyniowej (Ryciny 4. i 5.). Stent dopięto balonem Europa II 3,5 × 15 mm



Rycina 2. Przekrój poprzeczny przez zmianę miażdżycową w gałęzi międzykomorowej przedniej w miejscu oddania gałęzi septalnej w ultrasonografii wewnątrznaczyniowej



Rycina 3. Przekrój poprzeczny przez zmianę miażdżycową w gałęzi międzykomorowej przedniej w koherentnej tomografii optycznej

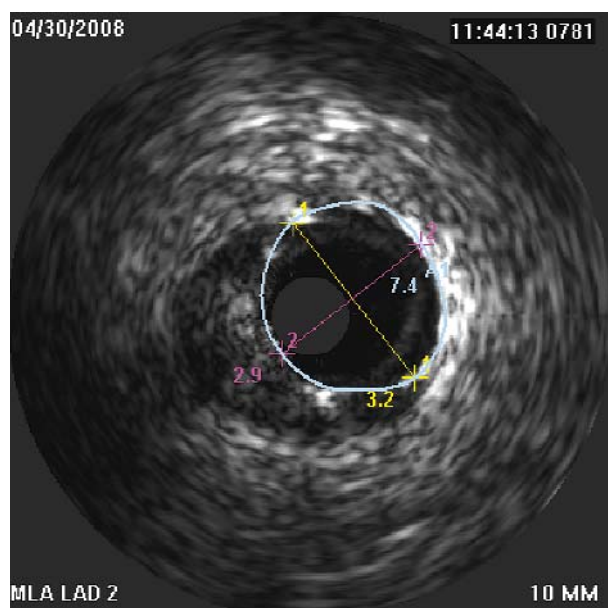


Rycina 4. Wypuklenie blaszki miażdżycowej lub skrzepliny w obrębie stentu do wnętrza naczyń w koherentnej tomografii optycznej

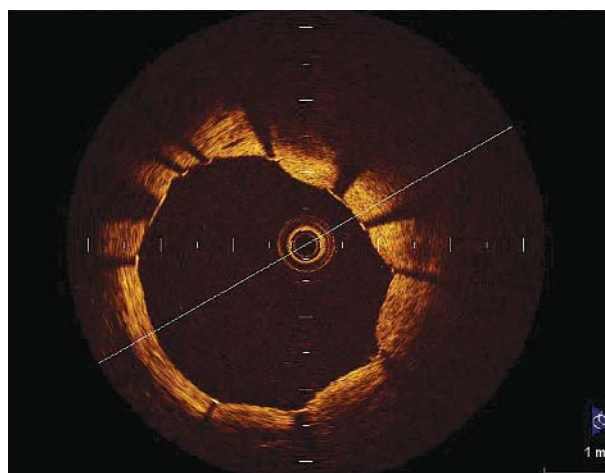
(Medispes SW AG, Szwajcaria) do 18 atm. Badanie OCT wykonane po inflacji balonu o większej średnicy uwiłocznio dobrą apozycję (Rycina 6.) i ekspansję stentu, z minimalnym polem przekroju poprzecznego naczyń w obrębie stentu równym 7,05 mm² (Rycina 7.). Angiograficzny efekt końcowy przedstawiono na Rycinie 1. Chorą w stanie ogólnym dobrym wypisano do domu w 4. dobie hospitalizacji.

Omówienie

Rozprężenie stentu, jego symetria oraz przyleganie do ściany naczyń wraz z obecnością zwężenia rezydualnego to cechy oceniane za pomocą IVUS w celu optymalizacji zabiegu implantacji stentu [10]. Skuteczność i bezpieczeństwo wszczepienia stentu pod kontrolą IVUS zostały potwierdzone w licznych badaniach, które wykazały redukcję występowania nawrotu zwężenia i częstości ponow-



Rycina 5. Przekrój poprzeczny naczyń w obrębie stentu w ultrasonografii wewnątrznacyniowej



Rycina 6. Prawidłowe przyleganie stentu do ściany naczyń po inflacji balonu o większej średnicy w koherentnej tomografii optycznej



Rycina 7. Przekrój poprzeczny przez stent po inflacji balonu o większej średnicy w miejscu o najmniejszym świetle naczyń w koherentnej tomografii optycznej

nych rewaskularyzacji zmiany poddawanej interwencji [11–13]. Stosunkowo niska rozdzielczość IVUS (100–150 μm) oraz wysoka echogeniczność stalowych przęseł stentu sprawiają jednak, iż niejednokrotnie pojawiają się wątpliwości dotyczące oceny uzyskanych obrazów. Szczególne trudności może sprawić rozpoznanie dyssekcji, skrzepliny bądź przemieszczenia blaszki między elementy konstrukcyjne stentu, a więc tych zmian morfologicznych, które

mogą się przyczynić do wystąpienia ostrej bądź podostrej zakrzepicy w stencie [14, 15].

W prezentowanym przez nas przypadku badanie OCT uwidoczniono uwypuklenie fragmentu blaszki miażdżycowej bądź skrzepliny do wnętrza stentu, co skłoniło operatora do użycia balonu o większej średnicy. Zjawiska tego nie wykazano w IVUS. Inflacja balonu o większej średnicy w stosunku do implantowanego stentu okazała się niezbędna do optymalizacji wyniku interwencji.

Wydaje się, że nowa metoda wewnątrzwątrowej wizualizacji, jaką jest OCT, dzięki 10-krotnie wyższej rozdzielczości oraz mniejszej indukcji artefaktów wokół stentu w porównaniu z IVUS, pozwala dokładniej ocenić bezpośredni efekt implantacji stentu [8, 16, 17]. Bauma i wsp. wykonali u 39 pacjentów implantację stentów pod kontrolą obydwu metod i porównali uzyskane wyniki pod kątem detekcji rozwarstwienia ściany naczyń, uwypuklenia blaszki pomiędzy przęsłami stentu, oceny przylegania stentów do ściany naczyń i ich symetrii [8]. Dyssekcję naczyń uwidoczniono w 8 stentach w OCT, a w 2 w IVUS. Przemieszczenie elementów blaszki miażdżycowej do wnętrza światła tęticy stwierdzono w 29 stentach w OCT i w 12 stentach w IVUS. Koherentna tomografia optyczna dokładniej oceniała również przyleganie stentu do ściany naczyń – OCT wykryła niekompletną apozycję stentu w 7 przypadkach w porównaniu z 3 nieprawidłowo przylegającymi stentami w ocenie IVUS. Nie stwierdzono różnic pod względem symetrii wszczepionego stentu. Z kolei Jang i wsp. opisali pacjenta, u którego uwidoczniono przesunięcie blaszki miażdżycowej do światła tęticy pomiędzy przęsłami stentu za pomocą OCT, czego nie zauważono w wykonanym wcześniej zapisie IVUS [18]. Fakt ten nie pozostaje bez znaczenia klinicznego, gdyż jak udowodnił

w badaniach sekcyjnych Farb, uwypuklenie się do wnętrza stentu martwiczego rdzenia bogatej w lipidy blaszki miażdżycowej jest jednym z czynników ryzyka późnej zakrzepicy w stencie [19].

Mała penetracja OCT (ok. 1,5–2,0 mm) może powodować problemy w ocenie właściwego rozprężenia stentu [20]. Często bowiem niemożliwa jest identyfikacja zewnętrznej blaszki elastycznej w celu oceny referencyjnego wymiaru tętnicy. Ponadto zdarza się niedoszacowanie wielkości tętnicy z powodu jej zapadnięcia na skutek niedostatecznego wypełnienia solą fizjologiczną po usunięciu z niej krwi. Nawet gdy przęsta stentu dobrze przylegają do ściany naczynia, nie jest to równoznaczne z optymalnym rozprężeniem stentu. Zgodnie z kryteriami MUSIC, prawidłową ekspansję stentu uzyskujemy, gdy minimalne pole powierzchni stentu jest większe od 90% uśrednionej referencji pola powierzchni światła bądź jest większe od najmniejszej referencji pola powierzchni światła [11]. Osiągnięcie takiego wyniku pozwala zmniejszyć częstość restenozy oraz liczbę ponownych rewaskularyzacji w obrębie tego samego zwężenia po wszczępieniu stentu klasycznego [12, 13]. Niewłaściwe rozprężenie stentu jest również uznanym czynnikiem ryzyka zakrzepicy zarówno w stentach klasycznych [21], jak i uwalniających leki [22, 23]. Istnieją natomiast sprzeczne doniesienia dotyczące znaczenia niekompletnego przylegania stentu do ściany naczynia. Pierwsze badania nie wykazały związku pomiędzy powyższym zjawiskiem a niepożądanymi zdarzeniami klinicznymi [24, 25]. Autorzy kolejnych doniesień uznają jednak niecałkowite przyleganie elementów konstrukcyjnych stentu za istotny czynnik ryzyka zakrzepicy w stencie [26, 27]. Uważają oni, że nabyty brak przylegania stentu do ściany tętnicy w wyniku dodatniej przebudowy naczynia sprzyja późnej zakrzepicy w stencie. Ponadto przypuszcza się, że brak prawidłowej apozycji w przypadku stentu pokrywanego lekiem może powodować nieprzenikanie leku do ściany naczynia, prowadząc tym samym do nieskuteczności w zapobieganiu restenozie. Należy pamiętać, że z powodu ograniczonej penetracji promieni podczerwonych przez metal, OCT pokazuje jedynie wewnętrzną powierzchnię stentu. Dlatego też apozycję stentu za pomocą OCT ocenia się dla każdego typu stentu z uwzględnieniem grubości elementu stalowego, a w przypadku stentu uwalniającego lek należy dodatkowo wziąć pod uwagę grubość polimeru [9]. Dla porównania – całkowita grubość stentu (przęsto metalowe plus polimer) w przypadku stenów Cypher i Taxus wynosi odpowiednio 154 i 127 μm , a stentu Endeavor tylko 107 μm . Zjawisko niecałkowitego przylegania elementów konstrukcyjnych stentu rozpoznajemy zatem, gdy odległość między wewnętrzną powierzchnią stentu a ścianą tętnicy wynosi odpowiednio ≥ 160 , ≥ 130 , ≥ 110 μm dla stentów Cypher, Taxus i Endeavor. Aby zatem prawidłowo ocenić apozycję stentu, musimy znać jego całkowitą grubość, gdyż ta sama odległość dla jednego stentu może oznaczać właściwe przyleganie, a dla innego już jego brak.

Drugim obok niskiej penetracji ograniczeniem badania OCT jest pochłanianie światła podczerwieni przez przepływającą krew. Zjawisku temu zapobiega proksymalna do miejsca zwężenia okluzja tętnicy za pomocą balonu w celu usunięcia krwi z tętnicy oraz zastępczy wlew z soli fizjologicznej. Z powodu czasowej okluzji badanego naczynia przeciwwskazane jest zastosowanie tej metody u osób niestabilnych hemodynamicznie, ze znacznie upośledzoną funkcją lewej komory oraz w przypadku jedyne go drożnego naczynia wieńcowego. Kolejne ograniczenia wynikające z długości i wielkości balonu proksymalnego to zmiany ostialne i blisko ujścia (< 15 mm) oraz wymiar światła tętnicy $< 2,5$ mm i > 4 mm. Warto wspomnieć, że w ostatnim czasie wprowadzono nowe aparaty do OCT, które dokonują zapisu badania w czasie wstrzyknięcia substancji o wysokiej lepkości z jednoczesnym wyparciem krwi z tętnicy, bez konieczności okluzji za pomocą proksymalnego balonu [28]. Tym samym urządzenie te nie mają ograniczeń, które wynikały z konieczności czasowego zamknięcia naczynia.

Piśmiennictwo

1. Sigwart U, Puel J, Mirkovitch V, et al. Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty. *N Engl J Med* 1987; 316: 701-6.
2. Gruentzing AR, Senning A, Siegenthaler WE. Nonoperative dilatation of coronary artery stenosis. *N Eng J Med* 1979; 301: 61-4.
3. Rychter M, Kubica J, Sukiennik A, et al. Ultrasonograficzna ocena metod doprężania stentu wszczępionego do tętnicy wieńcowej. *Folia Cardiol* 2004; 11: 433-45.
4. Werner GS, Diedrich J, Schunemann S, et al. Additional luminal area gain by intravascular ultrasound guidance after coronary stent implantation with high inflation pressure. *Int J Card Imaging* 1997; 13: 311-21.
5. Tearney GJ, Brzezinski ME, Boppart SA, et al. Images in cardiovascular medicine. Catheter-based optical imaging of a human coronary artery. *Circulation* 1996; 94: 3013.
6. Barlis P, Di Mario C, van Beusekom H, et al. Novelities in cardiac imaging – optical coherence tomography (OCT). *EuroInterv Suppl* 2008; 4 (Suppl. C): C22-6.
7. Jang I, Bouma B, Kang D, et al. Visualization of coronary atherosclerotic plaques in patients using optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2002; 39: 604-9.
8. Bouma BE, Tearney GJ, Yabushita H, et al. Evaluation of intracoronary stenting by intravascular optical coherence tomography. *Heart* 2003; 89: 317-20.
9. Tanigawa J, Barlis P, Di Mario C. Intravascular optical coherence tomography: optimisation of image acquisition and quantitative assessment of stent strut apposition. *Euro Interv* 2007; 3: 128-36.
10. Colombo A, Hall P, Nakamura S, et al. Intra-coronary stenting without anticoagulation accomplished with intravascular ultrasound guidance. *Circulation* 1995; 91: 1676-88.
11. de Jaegere P, Mudra H, Figulla H, et al. Intravascular ultrasound-guided optimized stent deployment. Immediate and 6 months clinical and angiographic results from Multicenter Ultrasound Stenting in Coronaries Study (MUSIC Study). *Eur Heart J* 1998; 19: 1214-23.

12. Fitzgerald PJ, Oshima A, Hayase M, et al. Final Result of the Can Routine Ultrasound Influence Stent Expansion (CRUISE) study. *Circulation* 2000; 102: 523-30.
13. Oemrawsingh PV, Mintz GS, Schlij MJ, et al. Intravascular ultrasound guidance improves angiographic and clinical outcome of stent implantation for long coronary stenoses: final result of a randomized comparison with angiographic guidance (TULIP Study). *Circulation* 2003; 107: 62-7.
14. Cheneau E, Leborgne L, Mintz GS, et al. Predictors of subacute stent thrombosis. Result of a systematic intravascular ultrasound study. *Circulation* 2003; 108: 43-7.
15. Alfonso F, Suarez A, Angiolillo DJ, et al. Findings of intravascular ultrasound during acute stent thrombosis. *Heart* 2004; 90: 1455-9.
16. Diaz-Sandoval LJ, Bouma BE, Tearney GJ, et al. Optical coherence tomography as a tool for percutaneous coronary interventions. *Catheter Cardiovasc Interv* 2005; 65: 492-6.
17. Pietrasik A, Rdzanek A, Kochman J, et al. Czy koherentna tomografia optyczna zastąpi klasyczną ultrasonografię wewnątrzwieńcową w ocenie bezpośrednich i odległych efektów przezskórnych interwencji wieńcowych? *Post Kardiol Interw* 2008; 4: 15-9.
18. Jang I, Tearney G, Bouma B. Visualization of tissue prolapsed between coronary stent struts by optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound. *Circulation* 2001; 104: 2754.
19. Farb A, Burke AP, Kolodgie FD, et al. Pathological mechanisms of fatal late coronary stent thrombosis in humans. *Circulation* 2003; 108: 1701-6.
20. Raffel OC, Akasaka T, Jang IK. Cardiac optical coherence tomography. *Heart* 2008; 94: 1200-10.
21. Uren NG, Schwarzacher SP, Metz JA, et al. Predictors and outcomes of stent thrombosis. *Eur Heart J* 2002; 23: 124-32.
22. Kereiakes DJ, Choo JK, Young JJ, et al. Thrombosis and drug-eluting stents: a critical appraisal. *Rev Cardiovasc Med* 2004; 5: 9-15.
23. Fujii K, Carlier SG, Mintz GS, et al. Stent underexpansion and residual reference segment stenosis are related to stent thrombosis after sirolimus-eluting stent implantation: an intravascular ultrasound study. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45: 995-8.
24. Tanabe K, Serruys PW, Degertekin M, et al. Taxus II Study Group. Incomplete stent apposition after implantation of paclitaxel-eluting stents or bare metal stents: insights from the randomized TAXUS II trial. *Circulation* 2005; 111: 900-5.
25. Hong MK, Mintz GS, Lee CW, et al. Late stent malapposition after drug-eluting stent implantation: an intravascular ultrasound analysis with long-term follow-up. *Circulation* 2006; 113: 414-9.
26. Cook S, Wenaweser P, Togni M, et al. Incomplete stent apposition and very late stent thrombosis after drug-eluting stent implantation. *Circulation* 2007; 115: 2426-34.
27. Siqueira DA, Abizaid AA, Costa JR, et al. Late incomplete apposition after drug-eluting stent implantation: incidence and potential for adverse clinical outcomes. *Eur Heart J* 2007; 28: 1304-9.
28. Prati F, Cera M, Ramazzotti V, et al. Safety and feasibility of a new non-occlusive technique for facilitated intracoronary optical coherence tomography acquisition in various clinical and anatomical scenarios. *Euro Interv* 2007; 3: 365-70.