

Postępy endoskopii przewodu pokarmowego 2006 – nowe endoskopy i akcesoria endoskopowe

Advances in gastrointestinal endoscopy 2006 – new endoscopes and accessories

Tomasz Marek, Anna Dziurkowska-Marek

Katedra i Klinika Gastroenterologii Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach

Przegląd Gastroenterologiczny 2008; 3 (1): 23–29

Słowa kluczowe: endoskopia, przewód pokarmowy, endoskop.

Key words: endoscopy, gastrointestinal tract, endoscope.

Adres do korespondencji: dr n. med. Tomasz Marek, Katedra i Klinika Gastroenterologii, Śląski Uniwersytet Medyczny, ul. Medyków 14, 40-752 Katowice, tel. +48 32 789 44 01, faks +48 32 252 31 19, e-mail: tamarek@neostrada.pl

Streszczenie

Postęp w diagnostyce i terapii endoskopowej w znacznym stopniu zależy od innowacji technicznych dotyczących endoskopów i akcesoriów endoskopowych. Celem niniejszego przeglądu jest przedstawienie wybranych prac z 2006 r. omawiających nowe endoskopy i akcesoria. Omówiono szerzej nowe typy kolonoskopów, w których wprowadzanie instrumentu jest sterowane lub wspomagane przez komputer, oraz nowe typy kapsułek endoskopowych. W zakresie akcesoriów endoskopowych do omówienia wybrano optyczne rozszerzadło przetyku i protezę dróg żółciowych i trzustkowych niemającą światła.

Wprowadzenie

Rok 2006 przyniósł wiele ciekawych publikacji dotyczących wynalazków w dziedzinie sprzętu endoskopowego zarówno nowych endoskopów, jak i akcesoriów endoskopowych. Nowe endoskopy to przede wszystkim narzędzia mające ułatwić wykonywanie kolonoskopii i ulepszone endoskopy operacyjne. Omówienie wszystkich nowych akcesoriów endoskopowych jest z oczywistych względów niemożliwe. Omówiono więc jedynie kilka z nich – w subiektywnej ocenie autorów – o największym stopniu innowacyjności.

Nowe endoskopy

Aer-O-Scope

Pierwsze doniesienia na temat Aer-O-Scope (GI View Ltd., Ramat Gan, Izrael) opublikowano w 2005 r. [1, 2]. W 2006 r. opublikowano 2 prace oryginalne oceniające zastosowanie 2 prototypów tego endoskopu u świń [3] oraz pierwsze zastosowanie u zdrowych ochotników [4].

Abstract

The progress in endoscopic diagnosis and treatment is largely dependent on technical innovations concerning endoscopes and endoscopic accessories. The aim of the present review is to present selected papers published in 2006, reporting the introduction of new endoscopes and devices. New types of colonoscopes, with introduction assisted or steered by the computer, as well as new types of endoscopic capsules are discussed. In the area of endoscopic devices, the oesophageal optical dilator and bilio-pancreatic stent having no central lumen were selected for presentation.

Aer-O-Scope jest endoskopem, który porusza się w jelicie grubym samodzielnie dzięki wytworzeniu ciśnienia między 2 balonami. Samodzielne poruszanie się endoskopu ma wg autorów 2 podstawowe zalety – nie wymaga od kolonoskopisty wysokich umiejętności technicznych i – co ważniejsze – prowadzi do powstania znacznie mniejszych naprężeń jelita i krezki podczas wprowadzania, redukując tworzenie pętli, zmniejszając przez to dolegliwości bólowe i potencjalnie zmniejszając ryzyko perforacji jelita podczas badania.

System składa się z 2 elementów. Stałą jego częścią jest stacja robocza (komputer sterujący). Sam endoskop jest jednorazowy i składa się z elementu wprowadzanego do kanału odbytu w celu jego uszczelnienia (ang. *introducer*), kabla łączącego i właściwego endoskopu wbudowanego w przesuwający się balon.

Introducer jest silikonową tubą o średnicy 19 mm z przytwierdzonym do jej zewnętrznej powierzchni balonem silikonowym (balon stacjonarny), którego zadaniem jest uszczelnienie odbytu.

Przewód łączący o średnicy 5,5 mm jest zbudowany z poliuretanu i pokryty materiałem hydrofilnym. Zawiera przewody elektryczne łączące kapsułę endoskopu ze stacją roboczą oraz kanały do podawania i odsysania powietrza oraz wody.

Balon endoskopu (balon ruchomy) ma kształt klepsydry. Powłoka balonu ma bardzo małą grubość (8 μm) i również jest pokryta materiałem hydrofilnym. Umożliwia to zarówno dopasowanie balonu do kształtu jelita, jak i przesuwanie się wzdłuż jelita przy możliwie najmniejszych oporach tarcia. Wielkość (objętość) balonu jest na bieżąco dopasowywana do średnicy jelita przez zmianę panującego w nim ciśnienia. Na szczycie balonu wbudowana jest kapsuła endoskopowa o długości 4 cm i średnicy 1,5 cm, zawierająca soczewki obiektywu, sensor optyczny typu CMOS oraz diody oświetlające (LED), przykryte przezroczystą kopułą. Balon wyposażony jest także w wiele czujników rejestrujących ciśnienie w przestrzeniach przed i za balonem oraz w jego wnętrzu.

Opisane prototypy różniły się maksymalną średnicą balonu endoskopu (60 i 80 mm), długością przewodu łączącego (155 i 170 cm) oraz kształtem tuby odbytniczej (prosta i długa oraz krótsza i zagięta, odpowiednio w prototypie I i II).

Przebieg badania za pomocą Aer-O-Scope-u przedstawia się następująco. Najpierw wprowadza się *introducer* i uszczelnia odbyt, nadmuchując balon stacjonarny. Następnie przez otwór tuby wprowadza się endoskop i nadmuchuje balon ruchomy. Wreszcie przestrzeń między balonami wypełnia się dwutlenkiem węgla, którego ciśnienie przesuwa balon ruchomy do przodu. Endoskop pociąga za sobą przewód łączący. Ciśnienia w balonach oraz odcinkach jelita między balonami i przed balonem ruchomym kontrolowane są przez komputer i wyświetlane na monitorze stacji roboczej. Odpowiedni algorytm w sposób ciągły tak dopasowuje wartość ciśnienia we wszystkich przestrzeniach, aby ruch postępowy balonu endoskopu odbywał się przy możliwie najmniejszym ciśnieniu. Oczywiście, istnieje także ogranicznik generowanego ciśnienia, nie może ono przekroczyć 40 mbar w trybie normalnym i 50 mbar w trybie wysokiego ciśnienia. Operator obsługuje endoskop za pomocą panelu kontrolnego, mając możliwość wyboru ruchu do przodu, tyłu i zatrzymania endoskopu. Ruch balonu do tyłu (wycofywanie) jest wymuszany przez wdmuchiwanie dwutlenku węgla powyżej balonu ruchomego i odsysanie go z przestrzeni między balonami. Operator może wspomagać ten ruch pociąganiem przewodu łączącego. Rozdmuchanie jelita powyżej endoskopu ułatwia obserwację błony śluzowej podczas wycofywania instrumentu. Operator obserwuje obraz, który jest równocześnie zapisywany w pamięci komputera, na monitorze stacji roboczej.

Pierwsze z badań [3] przeprowadzono na 25 świń, u których udało się uzyskać należyte przygotowanie jelita. Maksymalne wprowadzenie endoskopu (na długości przewodu łączącego, tj. 155–170 cm, co odpowiada osiągnięciu kątnicy u ludzi) uzyskano u 12 z 15 i 9 z 10 zwierząt, odpowiednio dla prototypu I i II. Średni (maksymalny) czas wprowadzania wyniósł odpowiednio 10 (19) i 6,6 (9,6) min. Średnie ciśnienia w jelicie wynosiły odpowiednio 46,3 i 34,5 mbar, co stanowi wartości porównywalne lub mniejsze od generowanych podczas konwencjonalnej kolonoskopii, wlewu kontrastowego czy kolonografii wirtualnej. W celu oceny bezpieczeństwa u wszystkich zwierząt wykonano następnie kolonoskopię konwencjonalną, stwierdzając u 13 z 25 jedynie niewielkie wybroczyny błony śluzowej.

Pierwsze badanie u ludzi [4] przeprowadzono na 12 ochotnikach z zastosowaniem endoskopu o nieco dłuższym przewodzie łączącym (250 cm). Kątnicę osiągnięto w 10 z 12 badań (83%), w 2 pozostałych endoskop udało się wprowadzić do zagięcia śledzionowego. W obu przypadkach niepowodzenia nie udało się również osiągnąć kątnicy w kolonoskopii konwencjonalnej. U pacjentów, u których wykonano pełną kolonoskopię, średni czas wprowadzania endoskopu wynosił 14 min, a maksymalne ciśnienie napędzające endoskop (w przestrzeni między balonami) wyniosło $34 \pm 2,3$ mbar. Dwóch pacjentów wymagało podania podczas badania leku przeciwbólowego, a 4 skarżyło się na uczucie rozdymania jelita, które ustąpiło w ciągu kilku minut. U 4 (33%) chorych w konwencjonalnej kolonoskopii wykonanej po badaniu eksperymentalnym stwierdzono obecność wybroczyn i zaczerwienienia błony śluzowej nieodbiegających od obserwowanych po badaniu standardowym endoskopem.

W dyskusji autorzy podkreślają możliwość uzyskania wysokiego odsetka kompletnej kolonoskopii, bez specjalnego wyszkolenia operatora, przy zachowaniu odpowiedniego bezpieczeństwa zabiegu i minimalnym zapotrzebowaniu na analgo-sedację w jego trakcie. Może to być istotne w świetle wzrastającego zapotrzebowania na badania przesiewowe. Z drugiej strony, ewidentną wadą systemu w porównaniu z kolonoskopią konwencjonalną jest niemożność stosowania procedur terapeutycznych.

Podczas *Digestive Disease Week* w Los Angeles zaprezentowano 2 dalsze doniesienia oceniające właściwości optyczne systemu na symulatorze oraz u 30 świń [5, 6]. Podwójny układ optyczny pozwala na uzyskanie standardowego obrazu na wprost o kącie widzenia 90° oraz panoramicznego 360° obrazu okrężnicy, pokazującego ścianę jelita zarówno z przodu, jak i tyłu od elementu światłoczułego. Technika ta pozwala m.in. na uwidocznienie polipów schowanych za fałdami błony

śluzowej. System pozwolił na wykrycie wszystkich zmian w 70-centymetrowym segmencie symulatora [5], jak i na uzyskanie wyraźnego obrazu błony śluzowej u zwierząt doświadczalnych [6].

NeoGuide Endoscopy System (NES)

System endoskopii NeoGuide (NeoGuide Systems, San Jose, CA, USA) jest kolejnym typem kolonoskopu, którego konstrukcja ma zmniejszać ograniczenia tradycyjnej kolonoskopii związane z kształtem jelita grubego [7–11]. Po pierwszym doniesieniu w 2005 r. [7], w 2006 r. opublikowano pracę porównującą na symulatorze nacisk na ścianę jelita oraz jego przemieszczenie podczas badania z zastosowaniem NES i konwencjonalnym kolonoskopem [8]. Opublikowano także 2 streszczenia demonstrujące wyniki pierwszego użycia NES u ludzi [9] oraz ocenę używanego w NES systemie przestrzennej lokalizacji instrumentu [10].

Część robocza NES z zewnątrz przypomina tradycyjny kolonoskop, jednak jego konstrukcja wewnętrzna jest diametralnie inna. Składa się ona z 16 segmentów o długości 8 cm, których budowa odpowiada budowie sekcji zginania konwencjonalnego kolonoskopu. Podobnie jak w przypadku endoskopu konwencjonalnego, zginanie dystalnego segmentu jest w sposób typowy sterowane przez operatora. Natomiast ruchy kolejnych segmentów, z których każdy ma identyczne możliwości zginania (lewo-prawo i góra-dół), sterowane są elektrycznie i kontrolowane przez komputer. Dodatkowo system wyposażony jest w 2 czujniki – czujnik pozycji końcówki instrumentu (ang. *tip position sensor* – TPS) oraz zewnętrzny czujnik pozycji (ang. *external position sensor* – EPS), umiejscowiony na wysokości odbytu. NES jest dłuższy (173 cm) i cięższy od konwencjonalnego kolonoskopu, a średnica części roboczej zmienia się do 14 mm na końcówce do 20 mm przy głowicy. Pozostałe systemy konstrukcyjne endoskopu (oświetlenie i obrazowanie, insuflacja powietrza, płukanie wodą, ssanie) są identyczne ze stosowanymi w konwencjonalnych endoskopach.

Podczas wprowadzania endoskopu EPS w sposób ciągły mierzy głębokość wprowadzenia endoskopu, a TPS rejestruje ruchy końcówki wykonywane przez operatora na danej wysokości. Przy głębszym wprowadzaniu endoskopu komputer automatycznie wygina wszystkie kolejne segmenty w sposób naśladowujący ruch końcówki na danej głębokości wprowadzenia. W ten sposób NES niejako dopasowuje się do kształtu jelita grubego, rejestrowanego przez TPS. Taki tryb pracy NES zwany jest trybem aktywnym. W trybie pasywnym NES zachowuje się jak kolonoskop konwencjonalny.

Badanie nacisku na ścianę jelita i przemieszczania jego segmentów podczas badania [8] przeprowadzono

na 2 symulatorach. Na pierwszym modelu porównano siły generowane w czasie badania w 4 punktach symulatora odpowiadających odbytnicy, zagięciu odbytniczo-esiczemu, esiczo-zstępniczemu oraz śledzionowemu. We wszystkich tych lokalizacjach średnie maksymalne siły nacisku na ścianę jelita były znacznie mniejsze w przypadku NES (0,90, 1,31, 0,24 i 0,19 lbs) niż w przypadku kolonoskopu tradycyjnego (1,19, 2,53, 0,66, 0,40 lbs). W przypadku punktów pomiaru zlokalizowanych powyżej odbytnicy różnice te były znamienne statystycznie.

Ocena przemieszczania ściany jelita została przeprowadzona na japońskim modelu (Koken Colonoscopy Training Model IB) przez panel 6 gastroenterologów w subiektywnej skali 0–5. Oceniali oni zarejestrowany przez kamerę obraz przemieszczania się segmentów modelu w czasie badania, z zaślepieniem co do rodzaju zastosowanego endoskopu. Średnie oceny dla 12 badań wyniosły 2,36 dla NES i 4,26 dla instrumentu konwencjonalnego, co dowodzi znamienne mniejszego wypłtania jelita przy zastosowaniu endoskopu sterowanego komputerem [8].

Pilotowe badanie u ludzi przeprowadzono u 10 chorych (6 mężczyzn i 4 kobiet) w wieku 19–80 lat zakwalifikowanych do kolonoskopii diagnostycznej lub przesiewowej [9]. We wszystkich 10 przypadkach udało się bez powikłań wprowadzić endoskop do kątnicy, a u 9 chorych do końcowego odcinka jelita krętego. Mediana czasu wprowadzenia endoskopu do kątnicy wyniosła 20 min, a w 3 przypadkach czas ten był krótszy niż 6 min. U 2 chorych stwierdzono obecność polipów, które zostały usunięte w typowy sposób.

W kolejnej pracy potwierdzono efektywność systemu przestrzennego obrazowania lokalizacji instrumentu. System opracowujący w czasie rzeczywistym trójwymiarową mapę położenia (kształtu) endoskopu na podstawie rejestracji ruchów jego końcówki, w badaniu na symulatorze pozwolił na prawidłową lokalizację końcówki endoskopu i ocenę stopnia jej zagięcia w ponad 90% przypadków [10].

SoftScope Propulsion Device

Ganz i wsp. zaprezentowali w formie streszczenia zastosowanie urządzenia nakładanego na kolonoskop – SoftScope Propulsion Device, SPD (SoftScope Medical Technologies, Inc., St. Louis Park, MN, USA), które ułatwia wprowadzanie kolonoskopu [11]. SPD jest wypełnionym płynem toroidem o długości 6 cm, którego cała powierzchnia ma możliwość przesuwania się w przód lub tył ze zmienną szybkością (wzdłuż osi długiej urządzenia, podobnie jak gąsienice napędowe). Założenie toroidu na korpus kolonoskopu powoduje, że ruch jego powierzchni przesuwa kolonoskop względem ściany je-

lita. W badaniu *ex vivo* (na wypreparowanym jelicie świni) zastosowanie SPD ułatwiało wprowadzanie kolonoskopu i zapobiegało tworzeniu się pętli. U żywych świń zastosowanie SPD pozwoliło na znacznie głębsze niż bez jego pomocy (średnio o 90 cm) wprowadzenie kolonoskopu, a w subiektywnej ocenie operatorów wykonanie kolonoskopii było znacznie łatwiejsze [11].

Prezentowane powyżej urządzenia są jedynie prototypami, które przeszły dopiero początkowe testy. Wydaje się jednak, że jesteśmy świadkami jednego z większych kroków naprzód w dziedzinie konstrukcji *inteligentnych* endoskopów, znacznie ułatwiających wykonanie badania i zmniejszających odczuwany przez chorych dyskomfort.

Cath-Cam

Grupa badaczy z Londynu zaprezentowała wyniki badań nad nowym typem kolonoskopu o znacznie uproszczonej konstrukcji. Po pierwszych doniesieniach w formie streszczeń w 2004 r. [12, 13], opublikowano 2 prace poświęcone ocenie Cath-Camu u zwierząt doświadczalnych [14] oraz pierwsze wyniki zastosowania tego kolonoskopu u ludzi [15].

Cath-Cam (Ethicon Endo-Surgery, Cincinnati, OH, USA) jest kolonoskopem pozbawionym mechanizmu zginania. Składa się on z jednorazowego cewnika z hydrofilnym pokryciem o długości 160–180 cm i średnicy 11 mm, do którego wnętrza wprowadza się miniaturową kamerę wielorazowego użytku zamontowaną na cewniku o średnicy 3 mm z polem widzenia 95°. Brak mechanizmu zginania powoduje, że końcówka endoskopu charakteryzuje się kilkakrotnie mniejszą sztywnością niż końcówka endoskopu konwencjonalnego. Cewnik wyposażony jest ponadto w 2,8-milimetrowy kanał roboczy oraz typowe układy insuflacji, ssania i płukania optyki. Oświetlenie pola widzenia zapewniane jest przez układ 6 diod LED. Endoskop jest wprowadzany po specjalnie do tego celu skonstruowanej podwójnej prowadnicy z mechanizmem zawiasowym pozwalającym na tworzenie pętli.

W badaniu na symulatorze (teflonowy model jelita) siła konieczna do wprowadzania Cath-Camu była 2-krotnie niższa przy zastosowaniu prowadnicy niż bez niej (2,8 wobec 5,9 N). Siły przenoszone bezpośrednio na ścianę jelita (mierzone na modelu z wypreparowanej okrężnicy świni) były również ok. 2-krotnie mniejsze w przypadku Cath-Camu z prowadnicą niż w przypadku kolonoskopu konwencjonalnego (1,6 wobec 3,0 N). W 3. fazie eksperymentu, w badaniu na 12 żywych świń Cath-Cam, mimo braku mechanizmu zginania końcówki, w 9 przypadkach został wprowadzony głębiej niż kolonoskop standardowy, a w 2 dalszych na taką samą głębokość. Badanie nie powodowało widocznych uszko-

dzeń błony śluzowej. Zauważono natomiast, że jakość obrazu była, niestety, gorsza niż w przypadku kolonoskopu klasycznego [14].

Pilotowe badanie u ludzi wykonano u 13 chorych, u których nie udało się wcześniej (w ciągu 18 mies.) wykonać klasycznej całkowitej kolonoskopii. U pierwszych 5 chorych zastosowano wprowadzenie Cath-Camu w sposób typowy (grupa I). Jednak po stwierdzeniu suboptymalnego działania prototypu, u pozostałych chorych badanie wykonano 2-etapowo. W etapie pierwszym wykonano klasyczną kolonoskopię do granic możliwości wprowadzania endoskopu, a następnie przez kanał roboczy kolonoskopu wprowadzono prowadnicę, po której wprowadzono Cath-Cam (grupa II).

Zastosowanie obydwu technik pozwoliło na osiągnięcie kątnicy u 12 z 13 pacjentów. Średni czas wprowadzania endoskopu do kątnicy wynosił 44 min w grupie I i 15,5 min w grupie II. W dyskusji zauważono, że odmienność budowy jelita u ludzi (ufałdowanie lewej połowy jelita) nie pozwoliła na powtórzenie osiągnięć obserwowanych wcześniej u zwierząt. Autorzy zapowiadają badania nad kolejnym prototypem wyposażonym w mechanizm zginania [15]. Niewątpliwie Cath-Cam może być wartościowym narzędziem u chorych, u których nie udaje się wykonać kolonoskopii sposobem standardowym.

Inne endoskopy

Sanders i wsp. opisali zastosowanie duodenoskopu o zmiennej sztywności (ang. *variable stiffness therapeutic duodenoscope* – VSTD) [16]. Zastosowanie usztywnienia pozwoliło na skuteczne wykonanie endoskopowej cholangiopankreatografii wstecznej u wszystkich z 35 chorych, u których badanie nie mogło być wykonane za pomocą klasycznego duodenoskopu z powodu niemożności utrzymania stabilnej pozycji, zmian anatomicznych lub pooperacyjnych oraz zwężenia dwunastnicy przez proces patologiczny.

Dwie grupy badaczy – japońska [17] i europejska [18] – opisały zastosowanie dwukanałowego gastroskopu operacyjnego o podwójnym systemie zginania części roboczej (tzw. R-scope – Olympus XGIF-2TQ240R). Endoskop ma 2 kanały robocze, których elewatory poruszają się w płaszczyznach położonych względem siebie pod kątem 90°. Możliwe jest więc pionowe unoszenie tkanki przez narzędzie wprowadzone przez jeden kanał biopsyjny i jej poziome odcinanie narzędziem wprowadzonym przez drugi kanał. Endoskop jest wyposażony także w dodatkową sekcję zginania w układzie góra-dół. Powyższe modyfikacje mają na celu m.in. lepsze odciążanie usuwanego podczas endoskopowej dyssekcji podśluzówkowej (ang. *endoscopic submucosal dissection* – ESD) fragmentu tkanki od głębszych warstw ściany przewodu pokarmowego.

Yonezawa i wsp. porównując ESD wykonane za pomocą R-scope (n=20) i klasycznego gastroskopu operacyjnego (n=40) donieśli o podobnych odsetkach skuteczności i powikłań, jednak czas trwania zabiegów wykonywanych z użyciem R-scope był o ok. 30% krótszy (58 vs 93 min, p=0,016) [17].

Grupa autorów z 6 wiodących ośrodków europejskich (Dusseldorf, Rzym, Bruksela, Amsterdam, Lyon, Berlin) wykonała z kolei 17 zabiegów ESD u zwierząt (resekcje uprzednio wybranych dużych fragmentów błony śluzowej żołądka świni) oraz 10 zabiegów u chorych z wczesnym rakiem lub gruczolakiem żołądka. Wyniki tych zabiegów były jednak suboptymalne, z wysokim odsetkiem perforacji, które wystąpiły u 3 z 17 zwierząt i u 2 z 10 chorych. Dodatkowo u 3 chorych stwierdzono wolne powietrze w jamie otrzewnej bez objawów klinicznych perforacji. Autorzy za jedną z możliwych przyczyn dużego odsetka perforacji uznali właśnie zbyt forsowne unoszenie odcinanego fragmentu błony śluzowej [18].

Kapsułki endoskopowe do oceny przetyku i jelita grubego

Pill-Cam Eso

Sukces zastosowania endoskopii kapsułkowej w celu oceny jelita cienkiego był podstawą stworzenia urządzeń tego typu do badań przesiewowych przetyku i jelita grubego.

Po badaniach pilotowych w latach 2004 [19] i 2005 [20], w 2006 r. zaprezentowano nowy model kapsułki endoskopowej do oceny przetyku, przesyłającej obraz z częstotliwością 14 (zamiast wcześniej 4) na sekundę, co pozwoliło na zwiększenie czułości badania w wykrywaniu zmian zapalnych i przetyku Barretta z – odpowiednio – 84 i 76% do 100% w obu przypadkach [21]. Trzeba jednak zwrócić uwagę na fakt, że badanie wykonano w małej grupie chorych, a wyniki te mogą być trudne do powtórzenia przez autorów niezwiązanych z producentem sprzętu lub pracujących poza badaniami naukowymi. Kilka innych grup badaczy opisało bowiem znacznie niższe czułości endoskopii kapsułkowej w rozpoznawaniu refluksowego zapalenia przetyku (38%) i przetyku Barretta (67–73%) [22, 23].

Opublikowano także 2 badania prezentujące zastosowanie kapsułki przetykowej do poszukiwania żylaków przetyku u chorych z nadciśnieniem wrotnym [24, 25]. Czułość diagnostyczna endoskopii kapsułkowej w tym wskazaniu wyniosła 82–100%.

Pill-Cam Colon

Dwie kolejne grupy badaczy opublikowały badania pilotowe poświęcone przesiewowej kolonoskopii kapsuł-

kowej [26, 27]. To zastosowanie endoskopii kapsułkowej wydaje się być niezwykle interesujące ze względu na olbrzymie potrzeby kolonoskopii przesiewowej. Chociaż kolonoskopia kapsułkowa nie eliminuje konieczności przygotowania jelita (którego protokół jest znacznie bardziej skomplikowany niż przy kolonoskopii konwencjonalnej) i wymaga wykonania klasycznej kolonoskopii w przypadku rozpoznania niektórych zmian patologicznych, to ewidentną zaletą tego badania jest możliwość jego wykonania w warunkach ambulatoryjnych.

Kapsułka przeznaczona do kolonoskopii (Pill-Cam Colon, Given Imaging, Yoqneam, Izrael) jest nieco większa od kapsułki do oceny przetyku lub jelita cienkiego (32 × 11 mm), ma 2 sensory obrazu na dwóch końcach i rejestruje każdym z sensorów 4 obrazy na sekundę. Po rejestracji obrazów przetyku i żołądka (w ciągu 5 min) kapsułka przechodzi w stan *u pienia* i ponownie reaktywuje przesył obrazów po 2 godz., co pozwala zaoszczędzić energię potrzebną do obrazowania jelita grubego [26, 27].

Przygotowanie do badania składa się z oczyszczenia jelita za pomocą preparatu glikolu polietylenowego (3 l w dniu poprzedzającym badanie i 1 l rano w dniu badania) oraz podania leków prokinetycznych (domperidon lub tegaserod) i kolejnej porcji leków przeczyszczających (do 2 l roztworu fosforanu sodu), stosowanych w określonym reżimie czasowym, w zależności od momentu wydalenia kapsułki z żołądka [26, 27].

Schoofs i wsp. porównali wyniki kolonoskopii kapsułkowej i konwencjonalnej wykonanych tego samego dnia u 41 chorych ze wskazaniami do wykonania klasycznej kolonoskopii [26]. Ostatecznej analizie poddano 36 chorych, pozostałych 5 wykluczono z powodu trudności technicznych (4) i niemożności połknięcia kapsułki (1). Przygotowanie jelita oceniono jako dobre u 90% chorych. U 6 z 36 pacjentów kapsułka nie została wydalona z jelita przed zakończeniem okresu rejestracji obrazów, tj. po 10 godz. (w tym czasie zlokalizowana była w kątnicy, poprzecznicy, esicy i odbytnicy odpowiednio u 1, 1, 3 i 1 chorego), a u 1 pacjenta ponowna aktywacja kapsułki nastąpiła już po osiągnięciu jelita grubego.

Analiza obrazów z kapsułki trwała 45–90 min (średnio 62 min), a więc znacznie dłużej niż czas wykonania kolonoskopii konwencjonalnej. Zgodność obu badań, niestety, nie była dobra. Za pomocą endoskopii kapsułkowej nie stwierdzono obecności polipa/ów o średnicy >6 mm u 4 z 10 chorych z dodatnim wynikiem kolonoskopii, natomiast rozpoznano obecność polipa/ów u 7 z 26 chorych z negatywnym wynikiem kolonoskopii, co przekłada się na czułość i swoistość w wysokości odpowiednio 60 i 73%. Do rozpoznania tzw. polipów *istotnych* (tj. większych niż 6 mm i/lub więcej niż 2 polipy niezależnie od średnicy) czułość i swoistość wyniosły odpowiednio 77 i 70% [26].

Eliakim i wsp. w badaniu o bardzo podobnym protokole ocenili 91 chorych [27]. Siedmiu z nich nie poddano ocenie – 3 z powodów technicznych, 2 złego przygotowania jelita, 1 niemożności połknięcia kapsułki i 1 jej retencji w żołądku przez cały czas rejestracji. Kapsułka pozostała w jelicie u 30% chorych (u 20% w prawej połowie jelita), którzy otrzymali jedną, i u 22% (u wszystkich w esicy), którzy otrzymali 2 dodatkowe dawki fosforanu sodu.

Obecność tzw. *istotnych* polipów stwierdzono u 20 chorych. U 14 z nich rozpoznano ustalono za pomocą kolonoskopii kapsułkowej, a u 16 kolonoskopii klasycznej. Obecność zmian rozpoznanych wyłącznie w czasie endoskopii kapsułkowej potwierdzono wykonaniem drugiej kolonoskopii klasycznej. Czułość i swoistość kolonoskopii kapsułkowej wyniosły odpowiednio 70 i 100%. Czułość zwiększała się z liczbą odczytów zapisu z kapsułki – od 50% po pierwszym, przez 63% po drugim, do 70% po trzecim odczycie [27].

Te 2 badania informują, że kolonoskopia kapsułkowa jest technicznie wykonalna, chociaż pozwala na uzyskanie dobrego obrazu całego jelita grubego jedynie u ok. 70% chorych. Natomiast nim stanie się ona jednym z uznanych narzędzi oceny jelita grubego, koniecznych jest jeszcze wiele usprawnień dotyczących funkcjonowania kapsułki, techniki badania zapewniającej jej prawidłowy tranzyt jelitowy w odpowiednim czasie oraz samej oceny zapisu obrazów.

Nowe akcesoria endoskopowe

Omówienie choćby większości nowych akcesoriów endoskopowych jest ze względu na olbrzymi rozwój techniki w tym zakresie niemożliwe. Wybrano więc optyczne rozszerzadło przełyku oraz protezę dróg żółciowych/trzustkowych niemającą światła.

Optyczne rozszerzadło przełyku

Optyczne rozszerzadło przełyku (InScope Optical Dilator, InScope, Cincinnati, USA) to instrument łączący zalety klasycznego *bougie* (czucie oporu zwężenia podczas rozszerzania) z możliwością kontroli wzrokowej procesu rozszerzania dostępną do tej pory tylko w przypadku dilatacji balonowej [28, 29]. *Bougie* (jednorazowego użytku) wykonane jest z przezroczystego polimeru i ma 3 segmenty rozszerzające ze skokiem średnicy o 1 mm. Rozszerzadło jest produkowane w 3 rozmiarach, ze średnicami segmentów rozszerzających 14–15–16, 16–17–18 i 18–19–20 mm. Do wnętrza rozszerzadła można wprowadzić endoskop o średnicy do 10 mm, można również przeprowadzić przez nie prowadnicę o średnicy 0,035 cala.

Jones i wsp. w badaniu pilotowym skutecznie i bez powikłań zastosowali rozszerzadła optyczne u 17 chorych z pozapalnym zwężeniem przełyku i u 9 z pierście-

niem Schatzkiego [28]. Możliwość kontroli wzrokowej oraz zastosowanie 3 segmentów rozszerzających w jednym narzędziu (co 3-krotnie skraca czas zabiegu w stosunku do klasycznych *bougie*) wydają się być argumentami za wprowadzeniem tego urządzenia do praktyki klinicznej.

Proteza bez światła

Klasyczne protezy endoskopowe z tworzywa sztucznego to rurki z ewentualną obecnością dodatkowych otworów bocznych. Pasricha i Kalloo opatentowali protezę (Winged-stent, GI Supply, Camp Hill, USA), której centralne światło przepuszcza jedynie prowadnicę o średnicy 0,035 cala, natomiast drenaż (żółci lub soku trzustkowego) odbywa się przestrzeniami między *skrzydekami* ułożonymi (prosto lub spiralnie) wzdłuż całej długości rdzenia protezy [30, 31]. Za pomocą komputerowej analizy hydrodynamicznej wykazano, że w porównaniu z klasyczną protezą o tej samej średnicy proteza ze *skrzydekami* charakteryzuje się większą powierzchnią przekroju, 2-krotnie większym przepływem cieczy i o 50% większą szybkością jej przepływu. W badaniu pilotowym u 5 chorych z nowotworami dróg żółciowych zastosowano protezy o średnicy 10F i uzyskano dobry drenaż żółci [30], jednak konstrukcja protezy nie zapobiegła nawrotowi żółtaczkowi wynikającej z przedostawania się tkanki nowotworowej i formowania biofilmu w przestrzeni między skrzydełkami. Wydaje się, że protezy te będą lepiej funkcjonowały u chorych z nienowotworowymi zwężeniami dróg żółciowych, gdzie nie ma problemu wrastania guza do protezy.

Ta sama grupa badaczy opublikowała badanie doświadczalne u 10 psów porównujące wpływ konstrukcji protezy (5F ze skrzydełkami w porównaniu z klasyczną) na indukowane protezowaniem zmiany w przewodzie trzustkowym głównym. Zgodnie z przewidywaniami, zastosowanie protez ze skrzydełkami, nieblokujących odpływu z odgałęzień bocznych przewodu trzustkowego, spowodowało powstanie znacznie mniejszych uszkodzeń trzustki niż w przypadku protezy klasycznej [31]. Jeśli wyniki te zostaną potwierdzone w badaniach u ludzi, proteza ze skrzydełkami powinna stać się jedną z podstawowych protez do drenażu dróg trzustkowych np. w zapobieganiu zapaleniu trzustki po endoskopowej cholangiopankreatografii wstecznej.

Piśmiennictwo

1. Swain P. Colonoscopy: new designs for the future. *Gastrointest Endosc Clin N Am* 2005; 15: 839-63.
2. Moshkowitz M, Arber N. Emerging technologies in colorectal cancer screening. *Surg Oncol Clin N Am* 2005; 14: 723-46.
3. Pfeffer J, Grinshpon R, Rex D i wsp. The Aer-O-Scope: proof of the concept of a pneumatic, skill-independent, self-propelling,

- self-navigating colonoscope in a pig model. *Endoscopy* 2006; 38: 144-8.
4. Vucelic B, Rex D, Pulanic R i wsp. The aer-o-scope: proof of concept of a pneumatic, skill-independent, self-propelling, self-navigating colonoscope. *Gastroenterology* 2006; 130: 672-7.
 5. Pfefer J, Grinshpon R, Roesch T i wsp. A computerized model to evaluate sensitivity and specificity of the OmniView [Abstract]. *Gastrointest Endosc* 2006; 63: AB222.
 6. Rex D, Rösch T, Levin B i wsp. The Aer-O-Scope OmniVison system, a 360° panoramic view of the colon [Abstract]. *Gastroenterology* 2006; 130 (Suppl 2): 103.
 7. Van Dam J, Jakobs R. Evaluation of a new partially-automated, potentially sedationless colonoscope. *Gastrointest Endosc* 2005; 61: AB102.
 8. Eickhoff A, Jakobs R, Kamal A i wsp. In vitro evaluation of forces exerted by a new computer-assisted colonoscope (the NeoGuide Endoscopy System). *Endoscopy* 2006; 38: 1224-9.
 9. Van Dam J, Eickhoff A, Jakobs R i wsp. Computer-assisted colonoscopy (the NeoGuide System): results of the first human clinical trial [Abstract]. *Gastrointest Endosc* 2006; 63: AB100.
 10. Eickhoff A, Riemann JF, Van Dam J. Determining scope position during colonoscopy without the use of ionizing radiation or magnetic field: the enhanced mapping ability of the NeoGuide Endoscopy System [Abstract]. *Gastrointest Endosc* 2006; 63: AB242.
 11. Ganz R, Gostout C, Sheridan T i wsp. Assisted colonoscopy using a clip-on propulsion device. *Gastrointest Endosc* 2006; 63: AB226.
 12. Long G, Swain CP, Fritscher-Ravens A. The CathCam. A new type of colonoscope. *Gut* 2004; 53 (Suppl. IV): A52.
 13. Long G, Swain CP, Fritscher-Ravens A. The development of guide wires for colonoscopy: double wires, loops, hinges for tip propulsion methods. *Gut* 2004; 53 (Suppl. IV): A82.
 14. Long G, Fritscher-Ravens A, Mosse CA i wsp. The Cath-Cam: a new concept in colonoscopy. *Gastrointest Endosc* 2006; 64: 997-1001.
 15. Fritscher-Ravens A, Fox S, Swain CP i wsp. CathCam guide wire-directed colonoscopy: first pilot study in patients with a previous incomplete colonoscopy. *Endoscopy* 2006; 38: 209-13.
 16. Sanders MK, Howell DA, Loew BJ i wsp. Variable stiffness therapeutic duodenoscope (VTSD): is it useful? *Gastrointest Endosc* 2006; 63: AB230.
 17. Yonezawa J, Kaise M, Sumiyama K i wsp. A novel double-channel therapeutic endoscope ("R-scope") facilitates endoscopic submucosal dissection of superficial gastric neoplasms. *Endoscopy* 2006; 38: 1011-5.
 18. Neuhaus H, Costamagna G, Devière J i wsp. Endoscopic submucosal dissection (ESD) of early neoplastic gastric lesions using a new double-channel endoscope (the "R-scope"). *Endoscopy* 2006; 38: 1016-23.
 19. Eliakim R, Yassin K, Shlomi I i wsp. A novel diagnostic tool for detecting oesophageal pathology: the PillCam oesophageal video capsule. *Aliment Pharmacol Ther* 2004; 20: 1083-9.
 20. Eliakim R, Sharma VK, Yassin K i wsp. A prospective study of the diagnostic accuracy of the PillCamTMESO video capsule, esophageal capsule endoscopy, versus conventional upper endoscopy in patients with chronic gastroesophageal reflux disease. *J Clin Gastroenterol* 2005; 39: 572-8.
 21. Koslowsky B, Jacob H, Eliakim R i wsp. PillCam ESO in esophageal studies: improved diagnostic yield of 14 frames per second (fps) compared with 4 fps. *Endoscopy* 2006; 38: 27-30.
 22. Lin OS, Schembre DB, Kozarek RA. Blinded comparison of esophageal capsule endoscopy versus conventional endoscopy for diagnosis of Barrett's esophagus in patients with chronic gastroesophageal reflux [Abstract]. *Gastrointest Endosc* 2006; 63: AB761.
 23. Sharma P, Rastogi A, Esquivel R i wsp. Accuracy of wireless capsule endoscopy for the detection of Barrett's esophagus [Abstract]. *Gastroenterology* 2006; 130: AB1812.
 24. Eisen GM, Eliakim R, Zaman A i wsp. The accuracy of PillCam ESO capsule endoscopy versus conventional upper endoscopy for the diagnosis of esophageal varices: a prospective three-center pilot study. *Endoscopy* 2006; 38: 31-5.
 25. Lapalus MG, Dumortier J, Fumex F i wsp. Esophageal capsule endoscopy versus esophagogastroduodenoscopy for evaluating portal hypertension: a prospective comparative study of performance and tolerance. *Endoscopy* 2006; 38: 36-41.
 26. Schoofs N, Devière J, Van Gossum A. PillCam colon capsule endoscopy compared with colonoscopy for colorectal tumor diagnosis: a prospective pilot study. *Endoscopy* 2006; 38: 971-7.
 27. Eliakim R, Fireman Z, Gralnek IM i wsp. Evaluation of the PillCam Colon capsule in the detection of colonic pathology: results of the first multicenter, prospective, comparative study. *Endoscopy* 2006; 38: 963-70.
 28. Jones MP, Bratten JR, McClave SA. The Optical Dilator: a clear, over-the-scope bougie with sequential dilating segments. *Gastrointest Endosc* 2006; 63: 840-5.
 29. Devault KR. Optical dilators: a potential advance in the treatment of patients with dysphagia? *Gastrointest Endosc* 2006; 63: 845-6.
 30. Raju GS, Sud R, Elfert AA i wsp. Biliary drainage by using stents without a central lumen: a pilot study. *Gastrointest Endosc* 2006; 63: 317-20.
 31. Raju GS, Gomez G, Xiao SY i wsp. Effect of a novel pancreatic stent design on short-term pancreatic injury in a canine model. *Endoscopy* 2006; 38: 260-5.