

Uzupełniające badania obrazowe i czynnościowe stosowane podczas koronarografii

ŁUKASZ KALIŃCZUK, PAWEŁ TYCZYŃSKI, KAMIL ZIELIŃSKI, MARCIN DEMKOW, ADAM WITKOWSKI

Ultrasonografia wewnątrznaczyniowa

WSTĘP

Ultrasonografia wewnątrznaczyniowa (IVUS – intravascular ultrasound) jest obok angioskopii i optycznej tomografii koherentnej (OCT – optical coherence tomography) najbardziej precyzyjną inwazyjną metodą przyzyciowego obrazowania naczyń. Setki opublikowanych badań dowodzą, że jest w najwyższym stopniu przydatna klinicznie i naukowo. Systemy IVUS dają obraz o bardzo wysokiej rozdzielczości przestrzennej, pozwalającej wyodrębnić punkty położone w odległości 80-120 μm od siebie. Drugą unikalną cechą IVUS jest perspektywa tomograficzna. Morfologia naczynia oceniana jest w płaszczyźnie prostopadłej do jego osi długiej, na całym obwodzie kąta pełnego, którego wierzchołek znajduje się w geometrycznym środku światła naczynia (miejsca położenia przetwornika IVUS), co pozwala na uzyskanie kompletnych przekrojów poprzecznych całego światła i całej ściany naczynia. IVUS umożliwia jednoznaczną i precyzyjną ocenę wielkości światła naczynia i realny wgląd w budowę jego ściany. Dokonywane pomiary ściśle korelują z fizjologiczną oceną warunków hemodynamicznych. Stanowi to o przewadze IVUS nad klasyczną angiografią w diagnostyce obrazowej naczyń (szczególnie tętnic wieńcowych).

Pierwszy projekt właściwego systemu IVUS powstał w Rotterdamie w 1971 r., a jego autorem jest Bom. Pierwsze obrazowanie in vivo ludzkich tętnic przeprowadził Yock i jego zespół w Harvardzie w 1988 r. Jednak to doktor Tomasz Cieszyński jako pierwszy już w 1956 r. za pomocą zbudowanego przez siebie ultradźwiękowego cewnika wewnątrzsercowego badał serca psów i uzyskał odbicia ultradźwięków, między innymi od ścian tętnicy płucnej.

Dziś IVUS stosuje się w diagnostyce chorób tętnic, najczęściej wieńcowych, obrazowane są także tętnice obwodowe (np. nerkowe, szyjne), tętnice płucne i sama aorta. Bada się też naczynia żyłne, np. zatokę wieńcową, żyłę główną dolną i żyłę wrotną.

W tym rozdziale skupimy się na obrazowaniu naczynia wieńcowego i wyjaśnimy najistotniejsze klinicznie cechy IVUS. Omówimy też potencjalne zalety tego badania w diagnostyce obrazowej i interwencyjnym leczeniu zwężenia tętnicy nerkowej.

ISTOTA BADANIA I OGRANICZENIA KLASYCZNEJ KORONAROGRAFII

Złotym standardem w obrazowaniu tętnic wieńcowych jest klasyczna koronarografia, stosowana przede wszystkim w inwazyjnym leczeniu choroby wieńcowej. O jej niepodważalnej wartości klinicznej decyduje szybka (przeciętne badanie trwa ok. 30 min), bezpieczna (częstość powikłań $<0,1\%$) i wiary-

godna ocena anatomii całego drzewa wieńcowego (naczyni natywnych i pomostów aortalno-wieńcowych). Doświadczony lekarz pracujący na angiografii wysokiej rozdzielczości, dobierając odpowiednie projekcje jest w stanie ocenić precyzyjnie każdy pojedynczy i wszystkie segmenty naczyń wieńcowych większe od 0,3 mm. Zasadniczym celem koronarografii jest ilościowa ocena zidentyfikowanych zwężeń. Ich liczba, lokalizacja i stopień nasilenia, składające się na angiograficzny stopień zaawansowania choroby wieńcowej, należą do najsilniejszych i niezależnych czynników predykcyjnych rokowania odległego i decydują o wyborze metody leczenia.

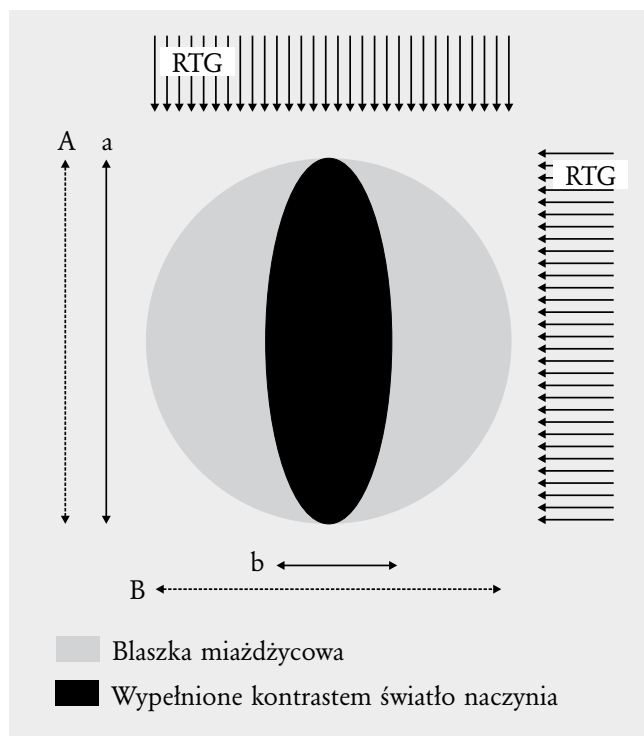
Skąd więc potrzeba dodatkowych badań obrazowych w diagnostyce choroby wieńcowej? Odpowiedź wynika z samej istoty obrazowania i technicznych ograniczeń koronarografii.

Wynikiem koronarografii jest dwuwymiarowy rzut wypełnionego kontrastem światła naczynia wieńcowego (tzw. lumenogram). Algorytm oceny angiograficznego zaawansowania choroby wieńcowej wymaga zobrazowania każdego z głównych segmentów naczyń w co najmniej dwóch prostopadłych do siebie płaszczyznach (projekcjach), w przeciwnym razie ciasne zwężenie, w miejscu którego światło ma kształt dyscentryczny (np. eliptyczny), może zostać ocenione fałszywie, a tętnica zostać uznana za naczynie o prawidłowej budowie (ryc. 1).

Żeby ocena pojedynczego segmentu naczynia była wiarygodna, przechodząca wiązka promieniowania rentgenowskiego powinna być możliwie prostopadła do jego długiej osi, co chroni przed artefaktem skrótów. Obrazowane segmenty nie powinny się nakładać. Mimo wypracowanych standardów jakości badania zależy od umiejętności lekarza i doboru optymalnych projekcji. Ilościowej oceny zwężeń dokonuje się w projekcji, w której zidentyfikowana zmiana jest największa. Za stopień nasilenia wybranego zwężenia przyjęto uważać względną redukcję średnicy jego światła w najwęższym miejscu w stosunku do średnicy przyległego odcinka, którego światło uznaje się za prawidłowe. Zwężenie średnicy światła naczynia o 50%, któremu odpowiada 75% redukcja pola jego przekroju poprzecznego, ogranicza istotnie prawidłową zdolność naczynia wieńcowego do 5-6-krotnego zwiększenia przepływu w warunkach stresu. Zwężenie średnicy światła 70%, odpowiadające 90% zwężeniu pola jego przekroju poprzecznego, właściwie wyklucza możliwość zwiększenia przepływu ponad wartość spoczynkową. Za klinicznie istotne uznaje się zwężenia $>70\%$, i takie zwężenie jest pierwszym kryterium kwalifikacji do leczenia zabiegowego.

W powyższej ocenie przyjęto posługiwać się rutynowo wyłącznie oceną wzrokową (visual assessment), której powtarzalność jest niska (średnia różnica dwóch ocen dokonywanych przez tego samego lekarza sięga 20%). Największe rozbieżności dotyczą oceny stopnia zwężenia zlokalizowanego w pniu lewej tętnicy wieńcowej. W badaniu CASS (Coronary Artery Surgery Study) niemal co piąte (19%) zwężenie ocenione przez pierwszego z badaczy na $>50\%$ przez

drugiego z badaczy oceniane było na <50%. Nawet po spełnieniu wszystkich warsztatowych warunków optymalnej koronarografii, zastosowaniu aparatu o wysokiej rozdzielczości i użyciu specjalnych elektronicznych linijek w istotnej części przypadków (~40%) lekarz ocenia stopień zwężenia średnicy światła niejednoznacznie, tzn. zamykając jego wartość w przedziale: $\geq 40\%$, ale $< 70\%$. W konsekwencji nazywa takie zwężenie granicznym. Według niektórych opinii to właśnie zwężenia graniczne stanowią największy odsetek zwężeń rozpoznawanych w koronarografii.



Rycina 1. Schemat przekroju poprzecznego naczynia obrazowanego w angiografii (RTG – wiązka promieniowania rentgenowskiego). Uwidoczniony na detektorze rzut dyscentrycznie zwiężonego światła, którego przekrój poprzeczny ma kształt np. elipsy, w jednej z płaszczyzn obrazowania (projekcji) będzie odpowiadać prawidłowej średnicy światła (jego wymiar, oznaczony literą „a”, równy jest należytej wielkości oznaczonej odpowiednio symbolem „A”). Dopiero dobór drugiej, najczęściej prostopadłej projekcji ujawnia istotne przewężenie światła naczynia (długość odcinka oznaczonego „b” jest trzy razy krótsza niż odpowiadająca długość odcinka oznaczonego literą „B”).

Dokładność oceny angiograficznej ograniczają: po pierwsze niemożność pewnego rozróżniania szczegółów na uzyskiwanych obrazach, wynikająca z samej anatomii drzewa wieńcowego (najczęściej trudności dotyczą pnia lewej tętnicy wieńcowej oraz ujść i bifurkacji naczyń), po drugie – uogólniony charakter miażdżycy, która zajmuje także pozornie zdrowe odcinki naczyń, po trzecie – techniczne ograniczenia samych angiografów.

TECHNICZNE OGRANICZENIA ANGIOGRAFII CYFROWEJ

Na jakość każdego obrazowania radiograficznego wpływa:

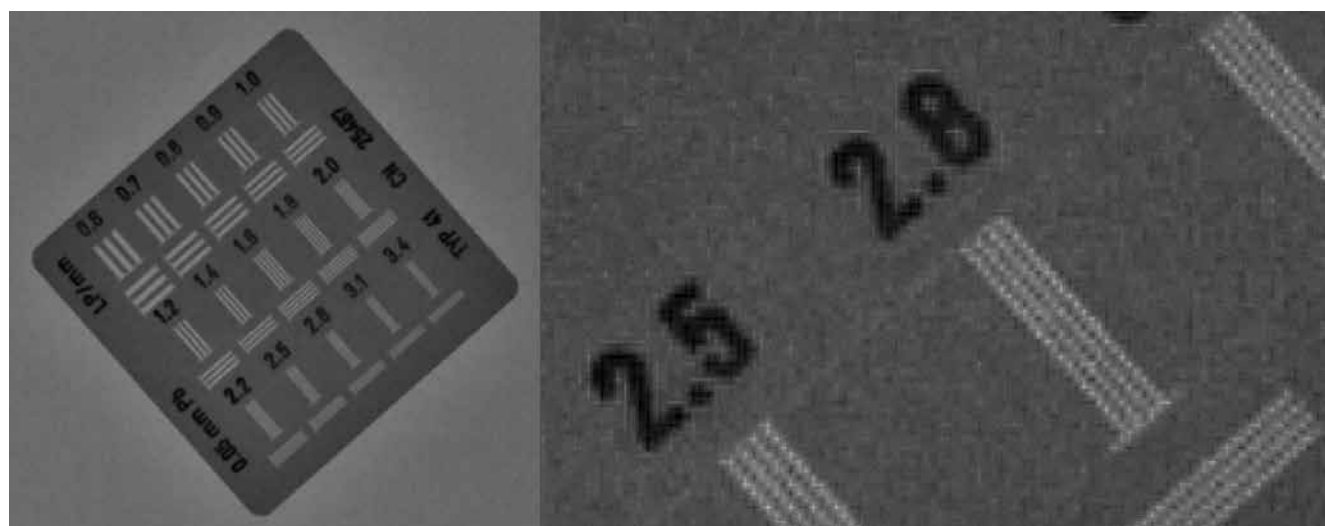
- rozmiar ogniska lampy
- rozmiar detektora
- ruch obrazowanej struktury.

Jakość angiografii cyfrowej uzależniona jest ponadto od złożonych procesów konwersji analogowo-cyfrowej (digitalizacji), które istotnie pogarszają dokładność obrazu odwzorowywanego obiektu. Dokładność tę ogranicza:

- rozdzielczość detektora
- głębokość digitalizacji
- częstotliwość próbkowania.

Analizę parametrów digitalizacji i ich praktyczne znaczenie przeprowadziliśmy na angiogramie uzyskanym z angiografu Axiom Artis firmy Siemens. Rozdzielczość detektora tego systemu jest definiowana jako liczba pikseli (jednorodny obszar obrazu o określonej jasności i rozmiarach) tworzących macierz o wymiarach 1024×1024 . Praktyczne znaczenie rozdzielczości określić można jako własność obrazu, która pozwala rozróżniać jako odrębne jego szczegóły położone blisko siebie. Jej miarą jest liczba rozróżnialnych par linii w określonej jednostce długości, którą ocenia się paskowym testem rozdzielczości. Test ten wykazał, że w przypadku systemu Axiom Artis w trybie typowego dla koronarografii przybliżenia „zoom 1”, które pozwala obrazować obszar o szerokości 160 mm, rozróżnialność szczegółów wynosi 2,8 par linii na milimetr (LP/mm). Szczegóły mniejsze niż 0,35 mm ($350 \mu\text{m}$) są nierozróżnialne (ryc. 2).

Głębokość digitalizacji (dynamika danych) systemu Axiom Artis wynosi 14 bitów. Określa ona skończoną liczbę poziomów jasności, do których klasyfikowana jest jasność pojedyn-



Rycina 2. Paskowy test rozdzielczości przeprowadzony na angiografie Axiom Artis firmy Siemens w trybie „zoom 1” (obszar obrazowania równy 160 mm) przy rozdzielczości detektora równej 1024×1024 . Dokumentuje on oferowaną przez system rozróżnialność szczegółów równą 2,8 LP/mm (obiekty $> 0,35 \text{ mm}$)