

Porównanie wybranych systemów obrazowania cyfrowego w mammografii

Comparison of chosen digital imaging systems in mammography

Teresa Jakubowska

Zakład Medycznych Technik Obrazowania, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, 92-251 Łódź, ul. Żeligowskiego 63, tel. +48 42 678 16 88, e-mail: teresa.jakubowska@umed.lodz.pl

Streszczenie

Mammografia jest najbardziej czułym i specyficznym badaniem w diagnozowaniu raka sutka. Zastosowanie techniki cyfrowej CR (*Computed Radiography*) i DR (*Digital Radiography*) ma na celu poprawę jakości obrazów, a co za tym idzie poprawę wykrywalności zmian przy jednoczesnym skróceniu czasu badania i obniżeniu dawki promieniowania. Niniejsza praca przedstawia porównanie stosowanych obecnie w mammografii wybranych systemów cyfrowych pod względem jakości obrazowania, jak również stosowanych dawek.

Słowa kluczowe: mammografia cyfrowa, CR, DR

Abstract

Mammography is a most sensitive and specific examination used in the breast cancer diagnosis. Digital radiographic systems CR (*Computed Radiography*) and DR (*Digital Radiography*) offer the high quality imaging with shorter exposure times, thus lowering the radiation dose. In this paper, the comparison of frequently used mammographic digital systems in terms of the imaging quality and doses applied, is presented.

Key words: digital mammography, CR, DR

Wprowadzenie

Rak sutka jest na pierwszym miejscu wśród zachorowań na nowotwory złośliwe u kobiet. W 2009 roku według danych Krajowego Rejestru Nowotworów nowotwór piersi stanowił 22,8% wszystkich zachorowań na nowotwory złośliwe kobiet. Od połowy lat 70 do 2007 roku rak piersi był również najczęstszą nowotworową przyczyną zgonów w populacji kobiet. Gwałtowny wzrost zachorowań i zgonów na raka płuc doprowadził do tego, że od 2007 roku rak piersi jest drugą przyczyną zgonów na nowotwory złośliwe kobiet (12,8% w 2009 roku) [1]. Według prognoz na lata

2010-2025 nastąpi dalszy wzrost zachorowań na nowotwory piersi we wszystkich grupach wiekowych. Największy przyrost zachorowań prognozowany jest w grupie kobiet między 50 a 69 rokiem życia [2].

Najbardziej czułą i specyficzną metodą diagnozowania raka piersi jest mammografia [3]. Obrazowanie mammograficzne jest wyspecjalizowaną techniką przewidzianą do obrazowania tkanek miękkich. Różnice pochłaniania promieniowania rentgenowskiego przez zdrowe i chore tkanki sutka, pozwalające na odróżnienie ich od mikrozwłaznień czy guzów, są niewielkie i wymagają urządzeń dedykowanych wyłącznie tej metodzie badań.

Mammografia analogowa

W analogowej mammografii detektorem obrazu jest trzyelementowy układ złożony z błony RTG, ekranu wzmacniającego i kasety. Każdy z tych trzech elementów musi być odpowiedniej jakości, a ponadto muszą być one dopasowane do siebie, aby uzyskać najlepszy obraz o pełnej wartości diagnostycznej [4].

Promieniowanie rentgenowskie generowane przez lampę przenika przez sutek, w tkankach którego jest częściowo pochłaniane i rozpraszane. Następnie pada na kasetę umieszczoną pod sutkiem, w której znajdują się ekran wzmacniający i błona. Pobudzone do świecenia przez kwanty promieniowania rentgenowskiego ekrany wzmacniające powodują powstanie utajonego obrazu na błonie rentgenowskiej. W celu uwidocznienia ukrytego obrazu błonę poddaje się obróbce fotochemicznej. Proces fotochemiczny składa się z wywoływania, płukania i suszenia kliszy. W mammografii obecnie stosowane są automatyczne i półautomatyczne procesory filmów, aby zapewnić jak najlepszą jakość obrazów mammograficznych. Dzięki tym procesom na błonie rentgenowskiej uwidocznione są obszary o mniejszym lub większym stopniu zaczernienia w zależności od budowy tkanek, przez które przenikało promieniowanie RTG. Czarne miejsca na kliszach odpowiadają tkankom, w których nie dochodzi lub w niewielkim stopniu dochodzi do pochłaniania promieniowania

rentgenowskiego, a miejsca jasne odpowiadają tkankom, które bardziej pochłaniają promieniowanie. W przypadku mammografii różnice w pochłanianiu promieniowania rentgenowskiego przez tkanki sutka są niewielkie.

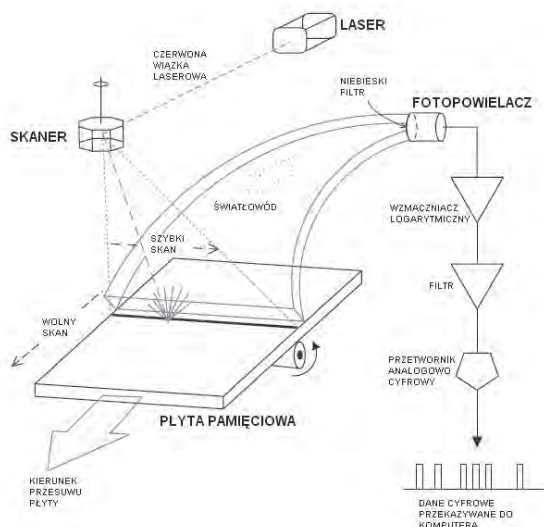
Systemy mammografii cyfrowej

Istnieje wiele technologii cyfrowego uzyskiwania obrazu radiologicznego, ale wciąż trwają badania nad nowymi metodami uzyskania obrazu cyfrowego o najlepszej jakości przy zastosowaniu najniższych dawek.

Mammografia pośrednia – systemy wykorzystujące płytę pamięciową

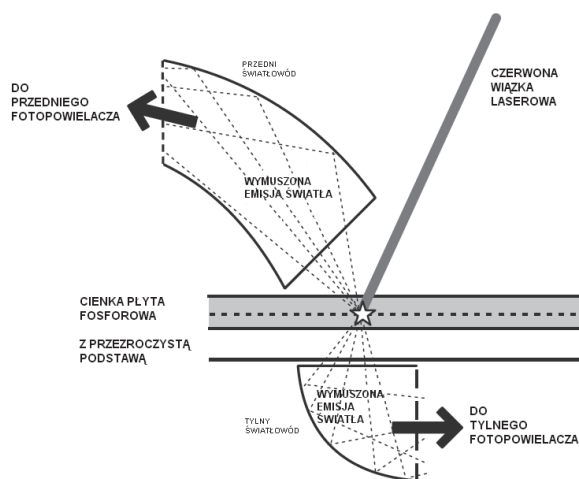
Najstarszą, ale nadal intensywnie wykorzystywaną technologią jest radiologia pośrednia oparta na wykorzystaniu płyt pamięciowych, określana często skrótem CR (*Computed Radiography*). Pierwszy raz w praktyce klinicznej wykorzystano taki system w 1983 roku i do dnia dzisiejszego jest on instalowany w wielu pracowniach [5, 6, 7]. Technika płyt pamięciowych określana jest również mianem mammografii pośredniej, ponieważ obraz cyfrowy nie powstaje natychmiast, lecz wymaga dodatkowo umieszczenia płyty w czytniku, analogicznie jak w tradycyjnej mammografii kaset z filmem w wywoływarce.

Ogólna zasada powstawania obrazu w mammografii pośredniej nie zmieniła się od lat 80., kiedy to po raz pierwszy system ten zastosowano w praktyce klinicznej. Technologia CR opiera się na wykorzystaniu specjalnej płyty obrazowej stosowanej w miejscu kasyety z filmem. Płyta pokryta jest warstwą luminoforu, zwykle jest to mieszanina fluorohalogenków baru aktywowanych europem ($BaFl:Eu^{2+}$, $BaCl:Eu^{2+}$, and $BaBr:Eu^{2+}$) [5, 6, 8, 9, 10]. Po ekspozycji na promieniowanie rentgenowskie związki te pochłaniają energię fotonów promieniowania, elektrony przechodzą z pasma walencyjnego do pasma przewodnictwa. Wzbudzone elektrony zatrzymywane są na stabilnych poziomach energetycznych [8]. W mammografii pośredniej obraz utajony to dwuwymiarowy rozkład gęstości elektronów pułapkowanych w sieci krystalicznej, w warstwie luminoforu. Następnym etapem jest odczytanie utajonego obrazu. Płyta pamięciowa przemieszczona jest do oddzielnego urządzenia – czytnika płyt. Wewnątrz czytnika płyta jest skanowana wiązką laserową barwy czerwonej. Stymulacja dodatkową porcją energii powoduje uwolnienie pułapkowanych elektronów, które wracając do podstawowego stanu energetycznego, emitują niebieskie światło. Zjawisko to określamy mianem fosforescencji stymulowanej, stąd też płytę potocznie nazywamy płytą fosforową [5, 11]. Następnie powstałe w wyniku fosforescencji światło przekazywane jest światłowodem do fotopowielacza, gdzie konwertowane jest na sygnał elektryczny. Sygnał jest wzmacniany logarymicznie, filtrowany w celu minimalizacji szumu, a następnie w przetworniku analogowo-cyfrowym ADC (*Analog-Digital Converter*) zamieniany z analogowego na cyfrowy (rys. 1). Po odczycie płyta jest oświetlana światłem białym o dużej energii w celu wykasowania resztkowego obrazu. Intensywne białe światło wymusza przejście do poziomu podstawowego wzbudzonych elektronów, które pozostały po procesie odczytu [5, 11, 12].



Rys. 1. Schemat odczytu płyty fosforowej w mammografii pośredniej [5]

Systemy mammografii pośredniej, pomimo że jest to najstarsza technika cyfrowa, nadal są udoskonalane i rozwijane. Jednym z zaawansowanych rozwiązań jest zastosowanie dwustronnego odczytu płyt [5, 9]. W celu zapewnienia dwustronnego odczytu podstawa płyty jest z materiału przezroczystego, zastosowane są dwa światłowody i dwa fotopowielacze, z których sygnały są jednocześnie przekazywane do komputera (rys. 2). Zastosowanie płyt z dwustronnym odczytem pozwoliło zredukować dawkę promieniowania oraz skrócić czas odczytu płyty.



Rys. 2. Schemat dwustronnego odczytu płyty fosforowej [5]

Mammografia bezpośrednia – detektory panelowe

Systemy cyfrowe określane jako mammografia cyfrowa bezpośrednia to takie, w których detektory wbudowane są w stółk mammografu oraz bezpośrednio połączone z komputerem. Pierwsze systemy tego typu wykorzystywały scyntylator oraz technologię CCD (*Charge Coupled Device*). W drugiej połowie lat 90. pojawiły się nowe detektory panelowe (*Flat-panel detectors*) wykorzystujące tranzystory cienkowarstwowe TFT (*Thin Film Transistor*), które wyparły technologię CCD. Obecnie najpowszechniej wykorzystywane w pełni cyfrowe detektory promieniowania rent-

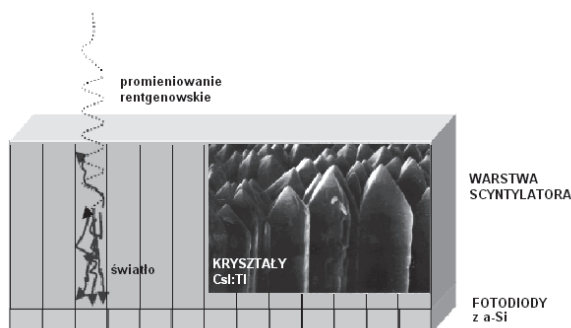
genowskiego to detektory wykorzystujące związki krzemu lub selenu (*Amorphous Silicon-Cesium Iodide Flat-Panel Detector*, *Selenium-Based Flat-Panel Detector*) [12, 13, 14, 15]. W obu przypadkach detektor ma budowę warstwową, najwyżej znajduje się warstwa wrażliwa na promieniowanie rentgenowskie, najniżej na szklanej podstawie warstwa, w której następuje odczyt elektroniczny zarejestrowanego sygnału. W obu typach detektorów zastosowano aktywną matrycę (*active matrix*), w której odczyt każdego punktu na obrazie, czyli piksela jest sterowany przez osobny cienko-warstwowy tranzystor TFT [12, 15].

Najnowsze systemy cyfrowe opierają się na zastosowaniu paskowego detektora krzemowego oraz metody zliczania pojedynczych fotonów w elektronice odczytu sygnału [16, 17].

Systemy oparte na amorficznym krzemie – pośrednia konwersja sygnału

W przypadku detektorów panelowych istnieją dwa sposoby uzyskania sygnału cyfrowego: poprzez pośrednią konwersję – tak jest w detektorach na bazie amorficznego krzemu oraz bezpośrednią konwersję w systemach opartych na amorficznym selenie. W pierwszym przypadku warstwa scyntylatora przechwytuje promieniowanie rentgenowskie i przekształca je w światło. Powstałe w zjawisku fluorescencji fotony docierają do matrycy zawierającej fotodiody z amorficznego krzemu, które przekształcają je na ładunek elektryczny [12, 13, 6, 14].

Nowoczesne detektory z amorficznego krzemu wykorzystują jako scyntylator warstwę gęsto upakowanych kryształów nieorganicznych CSi(Tl), które wykazują dużą absorpcję padającego promieniowania w zakresie spektrum odpowiadającemu zastosowaniu w obrazowaniu radiologicznym. Warstwa kryształów jest wyhodowana bezpośrednio na warstwie fotodiód a-Si. Kryształy CSi(Tl) mają kształt przypominający igły o średnicy około 5 mm; struktura ta powoduje, że powstałe w wyniku fluorescencji światło w większości pozostaje wewnątrz kryształu, podobnie jak to się dzieje w światłowodach. Taka prawie światłowodowa mikrostruktura ogranicza rozpraszanie światła, redukuje szum, dzięki czemu można uzyskać obraz o doskonałej rozdzielczości przestrzennej (rys. 3). Gęste upakowanie, około 80-90%, zwiększa wydajność absorpcji promieniowania rentgenowskiego. Powstałe w warstwie

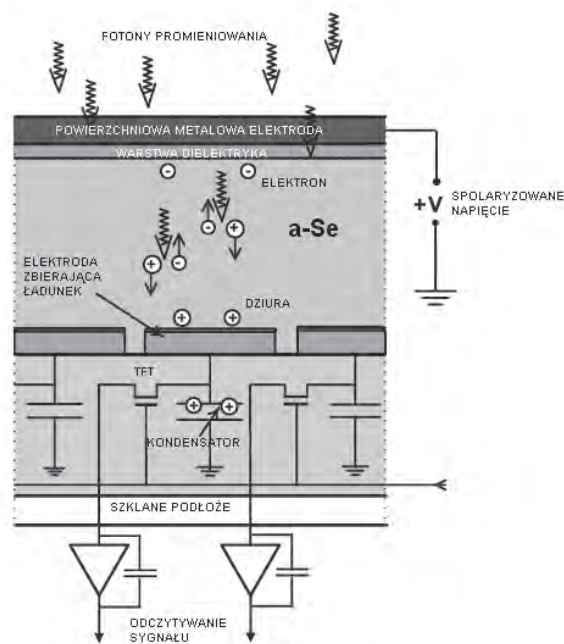


Rys. 3. Kryształy CSi(Tl) oraz schemat rozpraszania światła wewnątrz pojedynczego kryształu [8,10]

CSi(Tl) światło ma ponadto barwę zieloną, która jest z zakresu optycznego silnie pochłanianego przez fotodiody z amorficznego krzemu. Poprawia to wydajność procesu konwertowania światła na ładunek elektryczny [12, 13, 6].

Systemy oparte na amorficznym selenie – bezpośrednia konwersja sygnału

W przypadku detektorów wykorzystujących technologię fotoprzewodników na bazie amorficznego selenu promieniowanie rentgenowskie pada na fotoprzewodnik z amorficznego selenu i tam zaabsorbowane fotony promieniowania zostają przekształcone od razu w sygnał elektryczny. Zastosowanie to pozwoliło wykluczyć problemy z rozpraszaniem światła w poprzednich detektorach. Amorficzny selen jest fotoprzewodnikiem, czyli półprzewodnikiem zmieniającym swą przewodność elektryczną zależnie od liczby i energii pochłanianych fotonów promieniowania. Foton promieniowania rentgenowskiego zostaje zaabsorbowany w warstwie amorficznego selenu i generuje powstanie ładunku elektrycznego, który następnie gromadzony jest w kondensatorach i przekształcany w sygnał cyfrowy. W przypadku półprzewodników powstaje para naładowanych cząstek: elektron oraz dziura, czyli nadmiarowy lokalny dodatni ładunek. Wszerz warstwy fotoprzewodnika jest przyłożone dodatnio spolaryzowane napięcie wartości 5 kV. Powoduje to separację powstałych ładunków i ich przemieszczenie do odpowiednich elektrod (rys. 4). Swobodne elektrony są przyciągane przez górną metalową elektrodę, dziury natomiast podążają do elektrod połączonych z kondensatorami gromadzącymi ich ładunek. Na każdy piksel przypada jedna taka elektroda połączona z jednym kondensatorem. Wysokie przyłożone napięcie powoduje, że ruch ładunków odbywa się w kierunku elektrod, a odchylenie na boki jest bardzo małe, a zatem również straty na rozdzielczości przestrzennej obrazu są nie-



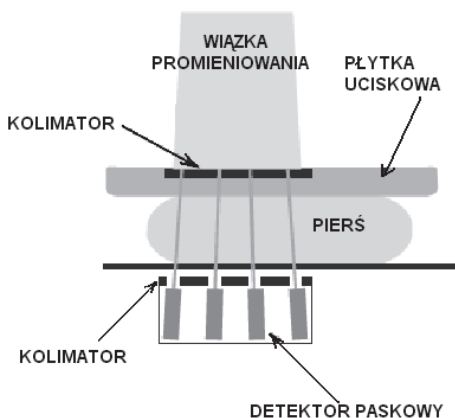
Rys. 4. Schemat przekroju detektora płasko panelowego z a-Se [12]

wielkie. Po każdym zdjęciu detektor musi być odświeżony. Odbywa się to przez oświetlenie detektora światłem, które uwalnia elektrony pułapkowane na granicy amorficznego selenu i warstwy dielektryka izolującej go od metalicznej elektrody. Zabiera to kilkadziesiąt sekund zanim detektor gotów jest do akwizycji kolejnego obrazu [12, 13].

Stabilizowany amorficzny selen jest obecnie preferowanym fotoprzewodnikiem wykorzystywanym w medycznych detektorach promieniowania rentgenowskiego, głównie z powodu łatwości osadzenia go w postaci jednorodnej cienkiej warstwy na dużej powierzchni. Proces stabilizacji, polegający na stopieniu czystego selenu z arsenem (0,2-0,5%), zapobiega przejściu selenu z postaci amorficznej w krystaliczną. Cały czas są prowadzone badania nad wykorzystaniem innych materiałów, gdyż współczynnik absorpcji promieniowania przez amorficzny selen jest niższy niż w przypadku CSi(Tl) w detektorach na bazie amorficznego krzemu. W dodatku średnia energia tworzenia par elektron-dziura jest bardzo wysoka dla a-Se, co obniża czułość detektora. Jednak nowe fotoprzewodniki, oprócz wysokiego współczynnika absorpcji oraz niskiej energii tworzenia par elektron-dziura, powinny spełniać następujące warunki: niski prąd ciemny niezależny od padającego światła, a zależny od temperatury, wysoka oporność, zdolność do gromadzenia ładunku bez jego przenikania do sąsiednich komórek. Ponadto ważne jest, aby proces wytworzenia jednorodnej warstwy fotoprzewodnika przebiegał w możliwie najniższej temperaturze, a materiał półprzewodnika był chemicznie i termicznie kompatybilny ze zbudowaną z krzemu warstwą odczytującą sygnał [12, 18].

Paskowy detektor krzemowy

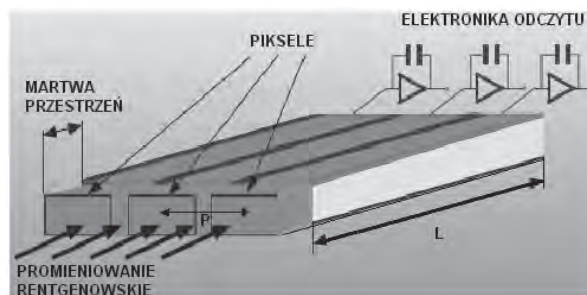
Zastosowanie detektora paskowego spowodowało zmiany w konstrukcji całego aparatu mammograficznego. Aby uzyskać obraz całego sutka, detektor musi przemieszczać się w czasie ekspozycji, a wraz z nim przemieszcza się ukształtowana w wachlarz wiązka promieniowania oraz kolimatory. W przypadku systemu skanującego, wykorzystującego detektor paskowy, zastosowano dwa kolimatory: pierwszy kształtuje wiązkę wnikałą w pierś, drugi wychodzącą z sutka, a docierającą do detektora. Rozwiązanie



Rys. 5. Schemat systemu skanującego wykorzystującego krzemowy detektor paskowy [16]

takie zdecydowanie zmniejsza wpływ promieniowania rozproszonego na jakość obrazu (rys. 5).

Detektor paskowy zbudowany jest z matrycy diod w kształcie pasków. Do każdego paska przyłączony jest kanał elektroniki odczytu, zatem, znając numer kanału, można określić punkt rejestracji fotonu. Odległość między-paskowa p (ang. *pitch*) jest podstawowym parametrem geometrycznym opisującym detektor. W mammografii stosuje się paskowy detektor krzemowy w konfiguracji krawędziowej. Zamiast świecić na powierzchnię detektora, promieniowanie pada na jego krawędź wzdłuż pasków. Foton promieniowania rentgenowskiego oddziałuje z materiałem detektora, wywołując powstanie par elektron-dziura. Pod wpływem przyłożonego pola elektrycznego ładunki swobodne są przenoszone w kierunku elektrod zbierających: dziury w kierunku pasków połączonych z elektroniką odczytu, a elektrony w kierunku przeciwnym. Taka konfiguracja pozwala osiągnąć duże grubości i objętości czynnej, nie tracąc jednocześnie przestrzennej zdolności rozdzielczej (rys. 6) [15, 17].



Rys. 6. Schemat krzemowego detektora paskowego w konfiguracji krawędziowej [15, 17]

Metoda zliczania fotonów (*photon counting*) zastosowana w detektorach tego typu to najprostszy przykład obrazowania kwantowego. Foton, padając na krawędź detektora, wnika do jego wnętrza i w objętości czynnej generuje ładunek elektryczny. Ładunek jest zbierany przez najbliższą elektrodę. Jeżeli energia powstałego ładunku jest wyższa od granicznej, detektor zlicza powstały sygnał, każdy następny jest dodawany i w ten sposób otrzymujemy wartość promieniowania docierającego do pojedynczego piksela. Zastosowanie progów pozwala w prosty sposób wyeliminować szumy [15].

Jakość obrazowania w mammografii cyfrowej

W poprzednim rozdziale omówiono najczęściej obecnie stosowane technologie mammografii cyfrowej. Metody uzyskiwania obrazu różnią się od siebie, ale wszystkie mają na celu uzyskanie obrazu o jak najlepszej jakości przy możliwie najniższej dawce. Aby porównać powyższe systemy, należy wprowadzić parametry służące do oceny uzyskiwanych obrazów.

Pierwszym parametrem jest rozmiar obrazu, czyli wielkość obszaru obrazowania podczas ekspozycji. Wszystkie omówione metody pozwalają uzyskiwać pełnowymiarowe obrazy mammograficzne FFDM (*Full Field Digital Mammography*). Rozmiary detektorów różnią się nieznacznie

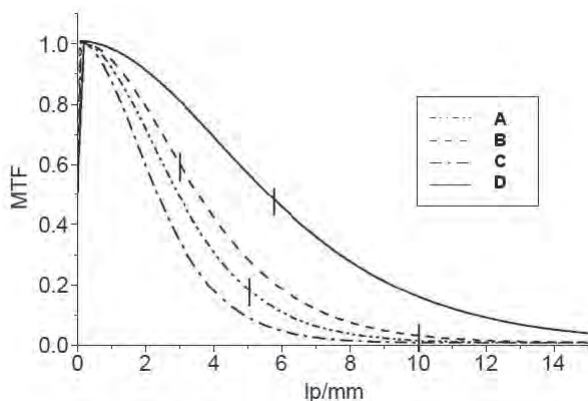
w zależności od typu i producenta, na przykład w technice DR (*Digital Radiography*) może to być 19,2 x 23 cm, 24 x 30,7 cm lub 25 x 29 cm, w CR 18 x 24 cm lub 24 x 30 cm, a dla detektora paskowego 24 x 26 cm [18].

Drugim parametrem charakteryzującym poszczególne technologie to rozmiar piksela oraz bezpośrednio powiązana z nim rozdzielczość przestrzenna obrazu. Określana jest ona jako największa możliwa liczba rozróżnialnych par linii na odcinku długości 1 mm i nosi nazwę częstotliwości Nyquista – f_N . Można ją wyliczyć z zależności

$$f_N (\text{lp/mm}) = [2 * \text{rozmiar piksela (mm)}]^{-1}$$

Na przykład dla detektora z a-Se o rozmiarach 70 mm częstotliwość ta wynosi w przybliżeniu 7 lp/mm (par linii na mm) [6, 10, 12]. Systemy CR oraz detektory paskowe mają obecnie najmniejszy rozmiar pojedynczego detektora 50 mm, zatem pozwalają dostrzec mniejsze elementy na obrazie, zaś rozmiar detektorów z a-Si to 100 mm. [20].

Kolejnym omówionym parametrem jest funkcja przenoszenia modulacji MTF (*Modulation Transfer Function*), która służy do szacowania wydajności odwzorowywania kontrastu elementu o danej wielkości. Wartość MTF zmienia się od zera do jedności. Wartość jeden odpowiada doskonałemu przeniesieniu [6, 8, 12]. Poniżej przedstawiono wykresy funkcji przenoszenia modulacji dla czterech systemów detekcji z zaznaczonymi odpowiednio wartościami częstotliwości Nyquista (rys. 7). Najbardziej korzystnym rozwiązaniem, jeżeli potraktujemy MTF jako kryterium oceny, wydaje się być detektor z a-Se, zaś najmniej mammografia pośrednia. Częstotliwość Nyquista jest jednak zdecydowanie wyższa w przypadku mammografii pośredniej, zatem, o ile dla wartości 6 lp/mm system a-Se pozwoli lepiej rozróżnić elementy o takim wymiarze, to elementy rzędu 10 lp/mm widoczne jeszcze w mammografii pośredniej nie będą rozróżniane..



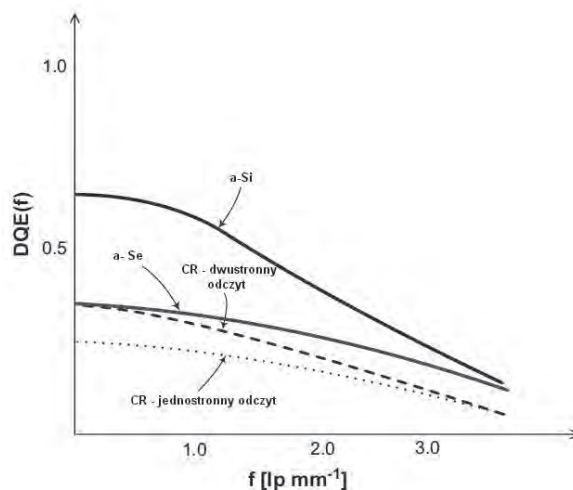
Rys. 7. Wykresy funkcji MTF dla detektorów wykorzystujących płytę fosforową A, fotodiody z amorficznego siliconu B, krzemowy detektor paskowy C, fotoprzewodnik z amorficznego selenu D. Pionowa linia oznacza wartość linii na mm dla częstotliwości Nyquista dla poszczególnych detektorów [19]

Kwantowa wydajność detekcji DQE (*Detective Quantum Efficiency*) to parametr charakteryzujący nie tylko sam detektor, ale cały system detekcyjny. Wyraża ona stosunek

liczby fotonów promieniowania rejestrowanych przez detektor do liczby wszystkich padających fotonów. W rzeczywistych detektorach wartość DQE wyznaczana jest z równania:

$$DQE = (\text{SNR}_{\text{out}}/\text{SNR}_{\text{in}})^2$$

Kwantowa wydajność detekcji przyjmuje wartości od 0 do 1, gdzie jedność odpowiada stanowi idealnemu, kiedy każdy foton padający na detektor jest rejestrowany. SNR (*signal-to-noise ratio*) to stosunek sygnału do szumu odpowiednio dla wejścia i wyjścia detektora. Im wyższa wartość SNR, tym lepszy jest obraz, a w szczególności jego rozdzielczość niskokontrastowa [10, 12, 19]. W literaturze opisywane jako najlepsze pod względem wartości SNR są paskowe detektory krzemowe działające na zasadzie zliczania fotonów [19]. Wyższa wartość DQE poprawia jakość obrazu bez konieczności zwiększania dawki promieniowania, a nawet tę dawkę obniżając. Wśród powszechnie stosowanych systemów cyfrowych w mammografii obecnie najlepszy, jeżeli jako kryterium zastosujemy wartość DQE, jest detektor na bazie a-Si, szczególnie przy niskich częstotliwościach. Wraz ze wzrostem częstotliwości, a zatem dla mniejszych obiektów różnice między różnymi typami detektorów maleją (rys. 8) [10, 12, 19].



Rys. 8. Porównanie zależności DQE od częstotliwości dla różnych typów detektorów [12]

Potencjalne korzyści ze stosowania technologii cyfrowej w mammografii

Podstawową zaletą mammografii cyfrowej jest rozdzielanie trzech funkcji: detekcji, wyświetlenia oraz archiwizacji obrazu, które w mammografii analogowej przypisane są jednemu medium – kliszy rentgenowskiej. Rozdział tych funkcji pozwala każdą z nich optymalizować niezależnie od pozostałych [9].

Obraz uzyskany z mammografu cyfrowego różni się od obrazu z mammografu klasycznego. Technika cyfrowa charakteryzuje się większym zakresem dynamiki kontrastu, a dodatkowo dynamika ta charakteryzuje się liniowym przebiegiem w pełnym zakresie mierzonych wartości. Na zdjęciu widoczne są zatem struktury różniące się

w znacznym stopniu pochłanianiem promieniowania, takie jak tkanki podskórne, tkanka tłuszczowa i tkanka gruczołowa. Większy zakres dynamiki kontrastu i jego przebieg liniowy jest bardzo korzystny przy obrazowaniu radiologicznie „gęstych” piersi [11, 20].

Obraz cyfrowy można przyciemnić lub rozjaśnić, można również regulować kontrast wyświetlonego obrazu w celu wydobywania wszystkich istotnych diagnostycznie informacji. W celu dokładniejszej analizy można powiększyć wybrane fragmenty obrazu. Oprogramowanie umożliwia dokonanie pomiarów, a także wprowadzenie oznaczeń oraz adnotacji na obrazie, które można łatwo usunąć. Oprócz wymienionych powyżej najprostszych funkcji służących do przetwarzania obrazu cyfrowego, istnieje możliwość zastosowania bardziej zaawansowanych aplikacji służących komputerowemu wspomaganemu diagnozy – CAD (*Computed Aided Diagnosis*). Przykładem może tu być oprogramowanie wyszukujące w obrazie mikrozwapnienia, które następnie są oceniane przez radiologa. W przypadku obrazu cyfrowego można wykonać nieskończenie wiele wiernych kopii. Otwiera to możliwość tworzenia baz danych obrazów patologicznych służących szkoleniu lekarzy radiologów. Przesyłanie obrazów w formie elektronicznej pozwala na ich zdalne opisywanie przez specjalistę lub konsultację z ekspertem spoza ośrodka, w którym wykonano badanie w trudnych lub niejednoznacznych przypadkach. Zapis cyfrowy znacznie ułatwia dostęp do wcześniejszych zdjęć, a archiwizacja cyfrowa pozwala uniknąć problemów z zarządzaniem i przechowywaniem wielkiej liczby klasycznych zdjęć mammograficznych. Należy tu jednak wspomnieć, że zapis cyfrowy wiąże się z ryzykiem utraty dużej liczby obrazów w przypadku awarii nośnika, na którym zostały zapisane. Istnieje zatem konieczność podwójnej elektronicznej archiwizacji [9, 20, 21].

Brak obróbki fotochemicznej nie tylko wpływa na skrócenie czasu badania, ale również pozwala uniknąć konieczności utylizacji odczynników, adaptacji pomieszczeń, ich systematycznej kontroli niezbędnej dla uniknięcia artefaktów. Zatem, choć mammograf cyfrowy może być nawet kilkakrotnie droższy od analogowego, to koszt wykonania zdjęcia jest zdecydowanie niższy. Duża przepustowość techniki cyfrowej i niski koszt wykonania zdjęcia są bardzo istotne w przypadku badań masowych, takich jak badania przesiewowe.

Aspekt dawki w mammografii cyfrowej

Szeroki liniowy zakres dynamiki kontrastu detektorów cyfrowych oraz możliwość poprawy jakości wyświetlanych na monitorach zdjęć pozwalają otrzymać więcej informacji diagnostycznych z obrazu radiologicznego i wpływają na zmniejszenie ilości powtórnych ekspozycji. Obniżenie dawki jest spowodowane również przez wyższą wartość DQE [22, 23]. Jeżeli przypiszemy idealnemu detektorowi, którego kwantowa wydajność detekcji wynosi 1, wartość 100%, to w mammografii analogowej DQE osiągnie zaledwie 20%, w technologii CR – 25%, a w systemach DR od 30% do 80%. Ponieważ DQE zależy od warunków ekspozycji, porównanie przeprowadzono dla tych samych

wartości napięcia oraz rozdzielczości [23]. W badaniach klinicznych, w porównaniu z techniką analogową, zastosowanie detektora a-Si spowodowało obniżenie średniej dawki gruczołowej o 15% do 40% w zależności od grubości piersi. Średnia dawka gruczołowa w grupie, w której wykonano badanie techniką analogową, wynosiła 1,92 mGy, techniką cyfrową 1,40 mGy [24]. W przypadku detektora panelowego z amorficznego selenu wpływ na dawkę ma również zastosowana kombinacja anoda-filtr i jako najlepsze, pod względem obniżenia narażenia pacjentów, jest rekomendowane połączenie anody wolframowej z filtrem rodowym. Przykładowo dla grubości 5 cm w badaniach z zastosowaniem fantomu PMMA (*Polymethyl Methacrylate*) przy napięciu 27 kV, aby otrzymać obraz tej samej jakości (SNR = 5) przy zastosowaniu kombinacji anoda/filtr: Mo/Mo, Mo/Rh i W/Rh otrzymano odpowiednio średnią dawkę gruczołową 2,29 mGy, 1,73 mGy, 1,16 mGy. W badaniach klinicznych natomiast przy zastosowaniu optymalnego pod względem obniżenia dawki połączenia W/Rh otrzymano wartość 1,17 mGy [22].

Obecnie w mammografii cyfrowej dawka jest wyższa niż w mammografii analogowej, jednak rozwój mammografii pośredniej jest ukierunkowany na obniżenie dawki przy zachowaniu wysokiej jakości obrazu. Technologie DR natomiast stwarzają możliwość uzyskania nawet obrazu o wyższej jakości przy obniżonej dawce. Należy jednak tu wspomnieć, że w technice cyfrowej im wyższa dawka promieniowania, tym lepszy kontrast i tym mniej szumów na obrazie. Nie ma zależności pomiędzy jasnością obrazu a dawką, jak w przypadku mammografii analogowej, gdzie konsekwencją zastosowania zbyt dużej dawki był prześwietlony film o obniżonej wartości diagnostycznej. W technice cyfrowej nie ma tej zależności, a zatem bardzo ważne jest ścisłe kontrolowanie warunków ekspozycji, aby zgodnie z zasadą ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) zapewnić najniższą możliwą dawkę promieniowania przy zachowaniu wartości diagnostycznej obrazu [22, 23].

Podsumowanie

Różne systemy cyfrowe są stosowane w mammografii już od ponad 25 lat i nadal trwają badania nad rozwojem dostępnych technologii oraz opracowaniem nowych alternatywnych rozwiązań. Coraz doskonalsze detektory pozwalają uzyskać obrazy o bardzo dobrej jakości przy stosowaniu niższych dawek, ponadto rozwiązania cyfrowe oferują również lepszą organizację badań. Obecnie jakość diagnostyczna obrazów uzyskanych techniką cyfrową i analogową jest porównywalna, jednak ta druga osiągnęła już granice swojego rozwoju. Można zatem oczekiwać, że w przyszłości mammografy analogowe będą stopniowo zastępowane przez cyfrowe, a nowe rozwiązania techniczne poprawią wykrywalność raka sutka. Już obecnie nastąpiła poprawa w wykrywaniu raka piersi u kobiet z „gęstą” radiologicznie tkanką sutka. ■

Praca finansowana przez Uniwersytet Medyczny w Łodzi z zadania badawczego nr 502-04-005.

Literatura

1. J. Didkowska, U. Wojciechowska, W. Zatoński: *Nowotwory złośliwe w Polsce w 2009 roku*, Centrum Onkologii Instytut im. M. Skłodowskiej-Curie, Warszawa 2011.
2. J. Didkowska, U. Wojciechowska, W. Zatoński: *Prognozy zachorowalności i umieralności na wybrane nowotwory złośliwe w Polsce do 2025 roku*, Centrum Onkologii Instytut im. M. Skłodowskiej-Curie, Warszawa 2009.
3. Z. Wronkowski, W. Chmielarczyk: *Znaczenie badań przesiewowych w zwalczaniu raka piersi*, Służba Zdrowia, vol. 24-26, 2000, s. 2917-2919.
4. J. Tołwiński: *Fizyczne podstawy mammografii* [w:] J. Dziukowa: *Mammografia w diagnostyce raka sutka*, Warszawa 1998.
5. H. Kato: *Computed radiography*, First International Conference on Image Management and Communication in Patient Care: Implementation and Impact, Conference Publications, 1989, s. 108-116.
6. M. Korner, C.H. Weber, S. Wirth, K.J. Pfeifer, M.F. Reiser, M. Treitl: *Advances in digital radiography: physical principles and system overview*, Radiographics, vol. 27(3), 2007, s. 675-686.
7. M.J. Yaffe: *Digital mammography – detector considerations and new applications*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol. 471, 2001, s. 6-11.
8. L. Lanca, A. Silva: *Digital radiography detectors – A technical overview: Part 1*, Radiography, vol. 15, 2009, s. 58-62.
9. M. Mahesh: *AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: Digital mammography: An overview*, Radiographics, vol. 24(6), 2004, s. 1747-1760.
10. A. Noel, F. Thibault: *Digital detectors for mammography: the technical challenges*, Eur Radiol, vol. 14(11), 2004, s. 1990-1998.
11. A.R. Cowen, A.G. Davies, S.M. Kengyelics: *Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics*, Clin Radiol, vol. 62(12), 2007, s. 1132-1141.
12. A.R. Cowen, S.M. Kengyelics, A.G. Davies: *Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics*, Clin Radiol, vol. 63(5), 2008, s. 487-498.
13. S.O. Kasap, M. Zahangir Kabir, J.A. Rowlands: *Recent advances in X-ray photoconductors for direct conversion X-ray image detectors*, Current Applied Physics, vol. 6, 2006, s. 288-292.
14. E. Kotter, M. Langer: *Digital radiography with large-area flat-panel detectors*, Eur Radiol, vol. 12(10), 2002, s. 2562-2570.
15. B. Mikulec: *Development of segmented semiconductor arrays for quantum imaging*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol. 510, 2003, s. 1-23.
16. M. Åslund, E. Fredenberg, B. Cederström, M. Danielsson: *Spectral shaping for photon counting digital mammography*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol. 580, 2007, s. 1046-1049.
17. A. Bergamaschi, F. Arfelli, D. Dreossi, R. Longo, A. Olivo, S. Pani, L. Rigon, E. Castelli: *Edge on silicon microstrip detectors for medical imaging*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol. 549, 2005, s. 199-204.
18. J.P. Ponpon: *Semiconductor detectors for 2DX-ray imaging*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol. 551, 2005, s. 15-26.
19. M.G. Bisogni, D. Bulajic, P. Delogu, M.E. Fantacci, M. Novelli, M. Quattrocchi, V. Rosso: *Performances of different digital mammography imaging systems: Evaluation and comparison*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, vol. 546, 2005, s. 14-18.
20. U. Bick, F. Diekmann: *Digital mammography: what do we and what don't we know?*, Eur Radiol, vol. 17(8), 2007, s. 1931-1942.
21. S.A. Feig, M.J. Yaffe: *Current status of digital mammography*, Seminars in Ultrasound, CT and MRI, vol. 17(5), 1996, s. 424-443.
22. G. Gennaro, C. di Maggio: *Dose comparison between screen/film and full-field digital mammography*, Eur Radiol, vol. 16(11), 2006, s. 2559-2566.
23. J. Persliden: *Digital radiology and the radiological protection of the patient*, Eur Radiol, vol. 14, 2004, s. 50-58.
24. P. Toroi, F. Zanca, K. Young, C. Ongeval, G. Marchal, H. Bosmans: *Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combination for an amorphous selenium-based digital mammography system*, Eur Radiol, vol. 17, 2007, s. 2368-2375.

otrzymano/received: 06.05.2012

poprawiono/corrected: 04.08.2012

zaakceptowano/accepted: 11.10.2012