

Analogowe i cyfrowe systemy obrazowania w mammografii – jakość obrazu i zdolność detekcji

Dla mammografii skreeningowej w Rozp. Min. Zdr. z 31.08.2009 r. zostały określone wymagania techniczne dla obrazowania w systemach analogowych (błona rtg) i systemach cyfrowych (CR – *computed radiography* i DR – *digital radiography*) akwizycji obrazu. Jednocześnie formalnym problemem stał się fakt, że za tym dokumentem legislacyjnym nie poszły żadne regulacje prawne dotyczące zakresu kontroli jakości (parametry) i metodologii pomiarowej dla systemów cyfrowej akwizycji obrazu. Również w ramach struktur nadzorujących działania w skreeningu pracowni mammograficznych nie stworzono żadnych kryteriów oceny jakości w tych formach obrazowania.

Przegląd raportów AAPM (American Association of Physicists in Medicine) i ACR (American College of Radiology) oraz zaleceń europejskich (European Guidelines EUREF) wskazuje na to, jak różne formy kontroli, zakres parametrów oraz metodologie pomiarowe obowiązują dla różnych form obrazowania.

Systemy obrazowania w mammografii

Obrazowanie w mammografii opiera się na trzech rozwiązaniach technologicznych uzyskiwania informacji diagnostycznej:

- Systemy analogowe: kasety z ekranem wzmacniającym, błona – rtg, negatoskop;
- Systemy z ucyfrowieniem – kasety z płytami CR (pamięciowe płyty obrazowe), czytnik płyt obrazowych, stacja lekarska z monitorami opisowymi;
- Systemy cyfrowe pośrednie i bezpośrednie DR – płyty z amorficznego krzemu pokryte warstwą materiału scyntylacyjnego, np. jodku cezu (CsI) znanego z wykorzystania we wzmacniaczach obrazu, lub matryce TFT (*thin film transistor* – ekran z aktywną matrycą) (elektrycznie sterowane klucze, cienkowarstwowe odpowiedniki tranzystorów typu MOSFET), stacja lekarska z monitorami opisowymi.

Każdy z wyżej wymienionych systemów i rozwiązań technologicznych charakteryzuje się parametrami determinującymi jakość obrazu, zarówno polepszając ich jakość, jak i powodując utratę lub pogorszenie informacji diagnostycznej.

Systemy analogowe

Analogowy detektor obrazu mammografu składa się z trzech elementów:

1. błony rentgenowskiej o wymiarach 18 x 24 i 24 x 30, z jednostronną warstwą emulsji,
2. ekranu wzmacniającego,
3. światłoszczelnej kasety.

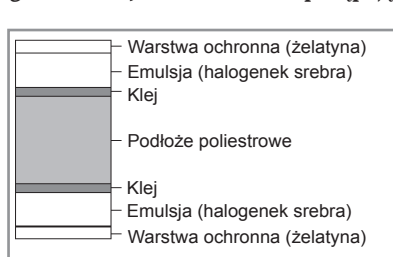
Elementem pomocniczym w tym systemie obrazowania jest urządzenie (wywoływarka, procesor) wraz z odpowiednimi odczynnikami do obróbki fotochemicznej błon rtg (wywoływacz, utrwalacz, woda) i suszarka.

Błona rtg w mammografii jest zbudowana z cienkiej, przezroczystej, elastycznej, lekko niebieskiej folii poliestrowej (podłoże błony rtg), cienkiej warstwy emulsji fotograficznej (głównie czuła na światło zielone i słabo na promieniowanie rentgenowskie – rys. 1. Emulsja przykryta jest warstwami ochronnymi, składającymi się z polimeru,

żelatyny i środka matującego. Elementami światłoczułymi są mikrokrystalły halogenku srebra. W wyniku ich naświetlenia powstaje obraz utajony, który ujawnia się w procesie obróbki chemicznej jako obraz srebrowy (rozłożenie wszystkich naświetlonych ziaren na metaliczne srebro pod wpływem wywoływacza). Obraz utajony powstaje, gdy kwanty energii promieniowania rtg lub światła widzialnego (w mammografii zielone lub rzadziej niebieskie), wysyłanego przez folie wzmacniające, trafiają na krystalły halogenku srebra i przekazują im swoją energię. Jeśli energia ta jest wystarczająca do przeniesienia elektronu z pasma podstawowego do pasma przewodnictwa kryształu, to po takim przejściu elektron może swobodnie poruszać się w obrębie całego kryształu. Elektron przemieszcza się, dopóki nie osiągnie miejsca, w którym występuje zakłócenie w budowie kryształu, gdzie zostaje „spuławkowy”. Obecność „spuławkowego” elektronu o ujemnym ładunku powoduje przyciąganie dodatnio naładowanych jonów srebra, co dalej prowadzi do utworzenia w miejscu „pułapki” atomu metalicznego srebra. Powstały atom srebra „pogłębia pułapkę”, tzn. że pułapka staje się bardziej skuteczna dla kolejnych elektronów. Miejsce to staje się elementem obrazu utajonego. W wyniku opisanego procesu mogą powstawać na kryształach centra na tyle duże (zwykle zawierające kilka do kilkunastu atomów srebra metalicznego), aby w wywoływaczu mogły inicjować proces redukcji całego kryształu do srebra metalicznego, tzw. centra wywoływalne. Ilość wywołanego srebra metalicznego decyduje o poziomie zaczernienia (gęstości optycznej), tworzącego na błonie obraz rzeczywisty.

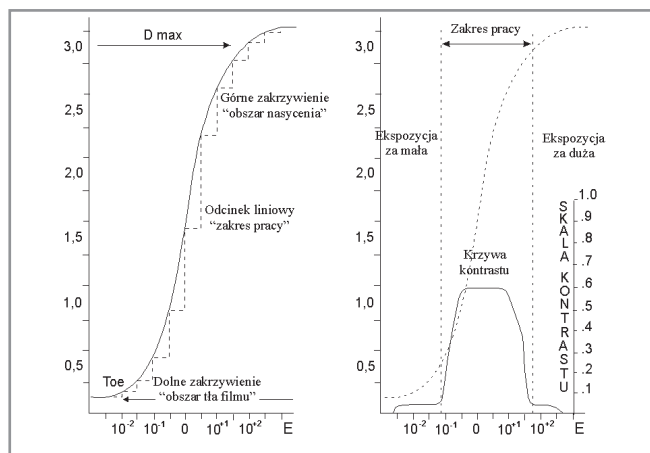
„Ujawnienie” obrazu na błonie rtg odbywa się w procesie wywoływania, a jego utrwalanie – po krótkiej kąpieli w utrwalaczu, przerywającej proces wywoływania i usunięciu z emulsji nienaświetlonych i niewywołanych soli srebra. Do usunięcia z emulsji pozostałych chemikaliów i kryształów halogenku srebra dochodzi podczas płukania obrabianej błony rtg.

Proces wywoływania – substancja wywołująca, zawarta w wywoływaczu, zapewnia dostarczanie elektronów do całkowitej zamiany srebra jonowego zawartego w naświetlonym kryształach w srebro metaliczne. Dzieje się to kosztem utleniania cząsteczek wywoływacza, czyli utraty przez nie zdolności do wywoływania. W określonych warunkach wywoływacz działa wybiórczo i zapewnia przekazywanie elektronów tylko do tych kryształów, które w wyniku naświetlenia mają rozbudowane centra czułości do wielkości centrów wywoływalnych. Dzięki procesowi chemicznego wywoływania dochodzi do ostatecznego uformowania obrazu wskutek wzmocnienia obrazu utajonego (rzędu miliarda razy). Utrwalanie jest kolejnym etapem obróbki wywoływanej błony rtg, które polega na rozpuszczeniu niewywołanych mikrokrystalłów halogenku srebra, zneutralizowaniu postępującego działania wywoływacza



Rys. 1 Schemat przekroju poprzecznego przez błonę rtg

w warstwie emulsyjnej oraz zabezpieczeniu obrazu na błonie przez garbowanie żelatyny. Ostatnim etapem procesu fotochemicznego jest płukanie błony rtg i ma na celu usunięcie rozpuszczalnych kompleksów srebra z tiosiarczanem. Każda ilość



Rys. 2 Charakterystyki błony rtg – krzywa sensytmetyczna/krzywa kontrastu (wg MEDTECH)

pozostawionego w warstwie emulsyjnej tiosiarczanu będzie reagować ze srebrem tworzącym obraz, powodując powstanie brązowego osadu, przez co mammogram może stać się niezdatny do oceny. Następnie film jest ponownie płukany w bieżącej wodzie i poddany suszeniu. Tak obrabiona błona rtg stanowi podstawę do oceny klinicznej przez lekarza radiologa.

Błona rtg ma określoną charakterystykę pracy, której parametry należy brać pod uwagę przy ustalaniu warunków ekspozycji – krzywa zaczernienia, wyrażająca zależność uzyskanej gęstości optycznej na błonie rtg w zależności od docierającego natężenia światła i wyznaczająca prawidłowy zakres użytkowania błony (rys. 2).

Właściwości materiałów światłoczułych, czyli właściwości sensytmetyczne (powiązanie gęstości optycznej uzyskanej w wyniku naświetlenia i wywołania z wielkością naświetlenia) materiału światłoczułego, określa się na podstawie krzywej charakterystycznej. Dla filmu rtg przedstawiana jest w układzie zależności gęstości optycznej w funkcji logarytmu naświetlenia (ekspozycji), gdzie naświetlenie (E lub H) jest iloczynem natężenia (I) i czasu naświetlania (t), a gęstość optyczna jest wartością logarytmu ze stosunku intensywności światła padającego do intensywności światła przepuszczonego. Krzywa charakterystyczna wyznaczana jest przez naświetlenie materiału za pomocą sensytmometru, w którym zdefiniowana ilość światła jest emitowana na modulator naświetlenia (klin sensytmetyczny) i po przejściu przez niego dociera do materiału.

W rejonie małych naświetleń krzywa początkowo biegnie równoległe do osi logarytmu naświetleń na określonym, niewielkim poziomie gęstości optycznej. Oznacza to, że materiał nie reaguje na ten poziom naświetlenia, a uzyskana gęstość optyczna wynika z gęstości optycznej folii podłożowej, na którą naniesione są warstwy światłoczułe (D_p) oraz gęstości optycznej zadymienia (D_0), co w sumie stanowi gęstość optyczną minimalną (D_{min}). Od pewnej wartości naświetlenia wartość gęstości optycznej zaczyna się wolno zwiększać. W miarę zwiększenia naświetlenia przechodzi ona w zależność prostoliniową o określonym kącie wznoszenia. Następnie zmniejsza się przyrost gęstości ze zwiększeniem naświetlenia i znowu krzywa charakterystyczna przechodzi w linię równoległą do osi logarytmu naświetlenia przy stałej gęstości, zwanej gęstością maksymalną (D_{maks}), świadcząca o tym, że osiągnięty został poziom naświetlenia, przy którym wszystkie kryształy zawarte w warstwie zostały wywołane. Podstawowymi wielkościami sensytmetycznymi wyznaczanymi z krzywej charakterystycznej są: wskaźnik czułości oraz wskaźnik kontrastowości.

Wskaźnik czułości

Czułość materiału fotograficznego określana jest jako najmniejsza ilość światła potrzebna do wytworzenia określonego efektu fotograficznego (a więc określonej gęstości optycznej). Jej miarą jest wartość logarytmu naświetlenia potrzebnego do uzyskania odpowiedniej gęstości optycznej, którą określono jako $D_{kr} = D_{min} + 1,0$ i dla tej wartości odczytywana jest odpowiadająca jej wartość logarytmu naświetlenia. W skali logarytmicznej czułość (S) może być wyrażana wprost wartością logarytmiczną naświetlenia odpowiadającego kryterialnej wartości gęstości optycznej

$$S = A - B \log H$$

gdzie: A, B – stałe liczbowe, H – naświetlenie.

W skali arytmetycznej czułość wyrażana jest jako odwrotność naświetlenia odpowiadającego kryterialnej wartości gęstości optycznej

$$S = k / H \quad H = H \text{ dla } D_{kr}$$

gdzie: k – stała liczbowa.

Wskaźnik kontrastowości

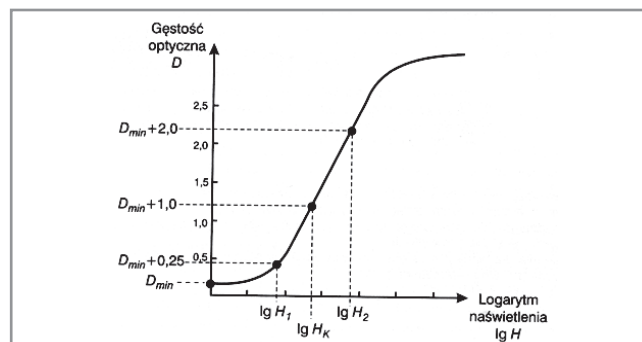
Kontrastowość jest miarą różnic gęstości optycznych w obrazie. Im większe różnice gęstości między sąsiednimi punktami lub polami w obrazie, tym większa kontrastowość obrazu. Miarą kontrastowości procesu obrazowania jest współczynnik kontrastowości, będący stosunkiem różnicy gęstości między dwoma punktami do różnicy intensywności świecenia tych dwóch punktów przed ich zobrazowaniem. Współczynnik ten można wyznaczyć z nachylenia prostoliniowej części krzywej charakterystycznej. Można go zdefiniować jako nachylenie w punkcie (np. wskaźnik, będący tangensem kąta nachylenia stycznej w punkcie przegięcia krzywej charakterystycznej w pobliżu środka odcinka prostoliniowego) lub jako średni gradient. Średni gradient jest określany jako tangens kąta nachylenia odcinka łączącego 2 punkty kryterialne gęstości optycznej (rys. 3):

$$D1 = D_{min} + 0,25 \quad \text{ i } \quad D2 = D_{min} + 2,00$$

a więc w zakresie użytecznej dla filmu rtg rozpiętości gęstości (w praktyce oznacza to zakres gęstości optycznej ok. 0,45-2,20, co oznacza rozpiętość intensywności świecenia w oglądanym radiogramie 1:56).

Wskaźnik kontrastowości stanowi informację o tym, jaka różnica gęstości optycznej w obrazie oddaje określoną różnicę luminancji obrazowanego obiektu. Duża wartość liczbowa współczynnika kontrastowości oznacza, że dwa punkty o różnej jasności, przy niewielkiej różnicy w intensywności naświetlenia, obrazowane są za pomocą dużej różnicy gęstości optycznej, a więc są dobrze rozróżnialne w obrazie.

Parametrami charakteryzującymi obraz radiologiczny powstały na błonie rentgenowskiej są: gęstość optyczna, kontrastowość i rozdzielczość. Gęstość optyczna rozumiana jest jako zaczernienie w obrazie i definiowana jako wartość logarytmu dziesiątego z odwrotności współczynnika transmisji. Ponieważ współczynnik ten można zapi-



Rys. 3 Punkty kryterialne na krzywej charakterystycznej

sać jako stosunek intensywności światła przepuszczonego przez dany punkt obrazu do intensywności światła padającego na ten punkt, toteż gęstość optyczna obrazu zapisywana jest jako:

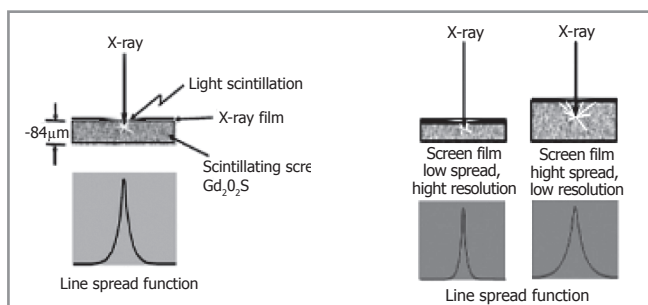
$$D = \log\left(\frac{1}{T}\right) = \log\left(\frac{I_{\text{padaj.}}}{I_{\text{przep.}}}\right)$$

Pod pojęciem kontrastu rozumie się różnicę w zaczerwieniu poszczególnych pól obrazu, odpowiadające różnicom gęstości i grubości tkanek uwidocznionych na zdjęciu. Kontrast obrazu zależy od: jakości promieniowania, budowy badanej tkanki lub narządu, czułości błony i rodzaju ekranu wzmacniającego, oraz ilości promieniowania rozproszonego i stopnia zadymienia błony.

W mammografii zakres użytkowych zaczerwień zawiera się w granicach od około 0,18 D, czemu odpowiada tło nienaświetlonej błony, do około 4,1 D – określane przez obserwatora jako pełne zaczerwienie. Punkt pracy błony rtg znajduje się w połowie liniowej części charakterystyki.

Jak wynika z powyższego, błona rtg jest detektorem o skończonej pojemności zbierania informacji, dla którego niezwykle ważna jest prawidłowa optymalizacja procesu tworzenia obrazu, począwszy od właściwego ustawienia aparatu mammograficznego (sterowanie ekspozycją), poprzez proces obróbki fotochemicznej (czułość systemu, artefakty w obrazie, poziom szumów), warunki oświetleniowe pomieszczenia ciemniowego, do właściwego doboru parametrów całego systemu obrazowania (ekrany wzmacniające w zakresie długości emitowanego światła, odpowiadającego parametrom stosowanych błon rtg). Właściwie ustawione elementy tworzenia informacji diagnostycznej przekładają się na stworzenie najbardziej korzystnych warunków do stworzenia właściwej jakości obrazu.

Drugim elementem systemu obrazowania analogowego są ekrany wzmacniające, których wprowadzenie do mammografii było możliwe dopiero po istotnej poprawie rozdzielczości obrazu, dzięki skonstruowaniu lamp rentgenowskich z bardzo małymi ogniskami oraz opracowaniu nowych technologii produkcji błon (jednowarstwowe) i ekranów zmniejszających efekt nieostrości (dobór składu chemicznego luminoforu – dopasowanie długości emitowanego światła do czułości błon rtg – oraz grubości luminoforu, który decyduje o czułości systemu oraz o jego rozdzielczości – rys. 4. Rozdzielczość obrazu jest określona przez liczbę par linii na milimetr, które mogą być zobrazowane i możliwe do rozpoznania jako oddzielne struktury. Rozdzielczość określa najmniejszy rozmiar obiektu możliwy do zobrazowania, a tym samym określa najmniejszą, możliwą do rozpoznania, odległość pomiędzy dwoma obiektami. Parametry te mają bardzo istotny wpływ na jakość obrazu.



Rys. 4 Działanie ekranu wzmacniającego – wpływ na czułość i rozdzielczość systemu obrazowania (wg Andrew P. Smith, *Fundamental Digital Mammography, Physics, Technology and Practical Considerations*)

W systemach analogowych ocena jakościowa i diagnostyczna obrazu odbywa się w pomieszczeniach opisowych na negatoskopach. Zarówno pomieszczenie, jak i negatoskopy powinny bezwzględnie spełniać wartości parametrów, określających odpowiednio warunki oświetleniowe (nie więcej niż 50 lx) oraz luminancji emitowanego światła (nie mniej niż 3000 cd/m²). Parametry te w sposób bezwzględny wpływają na jakość interpretacji informacji diagnostycznej.

Wymagania stawiane w mammografii systemom z cyfrową prezentacją obrazu to: wysoka wydajność detekcji promieniowania X i sprawność przetwornika analogowo-cyfrowego; liniowa lub logliniowa charakterystyka kontrastu w pełnym zakresie mierzonych wartości; dynamika przenoszenia poziomów szarości (wysoki kontrast); niski poziom szumów na każdym etapie przetwarzania sygnału; rozdzielczość nie mniejsza niż 10 cykli/mm, czemu odpowiada wielkość elementu obrazu równa 50 mikronów; dawka promieniowania rtg nie wyższa niż w systemach analogowych; poprawienie jakości obrazowania, komputerową obróbkę i wizualizację obrazu, cyfrową archiwizację, tomosyntezę i obrazowanie 3-D, obniżenie siły kompresji piersi podczas obrazowania.

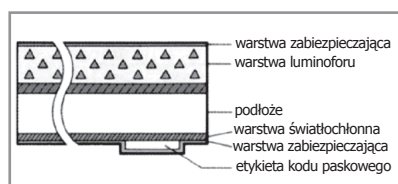
Systemy z ucyfrowieniem CR

Detektorem obrazowania w radiografii cyfrowej CR jest pamięciowa płyta obrazowa, której podstawowym elementem budowy jest warstwa luminoforu (PSP – *photostimulable phosphor imaging system*) – rys. 5.

Płyta obrazowa umieszczona jest w kasecie o podobnym jak w przypadku radiografii analogowej wyglądzie, geometria i technika obrazowania są również podobne.

W systemach pamięciowych płyt obrazowych (CR) kwanty promieniowania X są absorbowane w warstwie luminofora pamięciowego płyty obrazującej (IP). W przeciwieństwie do konwencjonalnych ekranów wzmacniających zdeponowana energia promieniowania rentgenowskiego w materiale płyt obrazowych jest przechowywana w postaci porcji energii zlokalizowanych w obszarach metastabilnych, zwanych centrami f. Podczas ekspozycji wiązką rtg, obraz (obraz utajony) jest tworzony w luminoforze pamięciowym przez akumulację energii w tych centrach, a jego ujawnienie odbywa się w czytniku skanującym płyty obrazowe skanują wiązką laserową przez powierzchnię IP. Przy przeprowadzeniu oświetlenia wąską wiązką laserową płyty IP (kierunek skanowania) w połączeniu z translacją (kierunek subskanowania), wiązka „wyciąga” utajony obraz z płyty obrazowej. Pozyskiwanie obrazu odbywa się na kwadratowych polach, których szerokość i długość odpowiadają odległości między punktami pomiarowymi położonymi wzdłuż linii odczytu lasera oraz odstępowi między liniami. W przypadku systemu punktowego odczytu w skanerze odczytującym (rys. 7), płyta obrazowa jest przesuwana w jednym kierunku, podczas gdy skupiona wiązka promienia laserowego przesuwa się prostopadle do tego kierunku w poprzek płyty obrazowej od jednego boku do przeciwległego. Dzięki temu cała powierzchnia płyty zostaje zeskanowana przez wiązkę lasera, a światło wyemitowane przez każdy punkt płyty obrazowej zostaje zebrane przez światłowód. Czas odczytu płyty zależy od wielkości detektora i szybkości odczytu czytnika (średni czas skanowania to około 60-70 s). W nowszych technologicznie czytnikach używane jest liniowe źródło światła laserowego (rys. 8), co zwiększa szybkość odczytywania informacji. W takich skanerach odczytujących płyta obrazowa jest nieruchoma, a liniowa wiązka promienia laserowego ją skanuje. Średni czas skanowania w tym systemie to około 5-10 s.

Zasada realizacji odczytu informacji obrazowej z płyt CR opiera się na zjawisku przekazywania energii elektronom znajdującym się na wyższych poziomach energetycznych w stanach metastabilnych (w miejscu



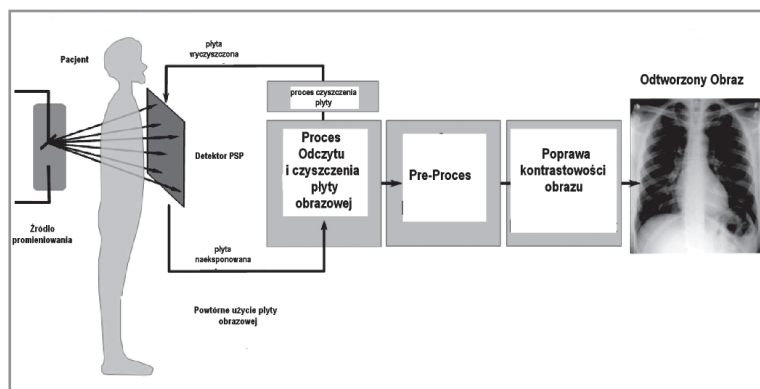
Rys. 5 Budowa płyty obrazowej

emisję fotonów z zakresu światła widzialnego w wyniku powrotu atomów do stanu podstawowego (przeniesienie elektronu z wyższej orbity na niższą atomu z emisją energii stanowiącej różnicę między stanami energetycznymi na tych dwóch poziomach). Porcja tych fotonów jest rejestrowana przez fotopowielacz (zwykle w kształcie rurki dla odczytu punktowego w czynnikiach albo liniowa matryca fotodiod dla odczytu przy zastosowaniu laserowego źródła liniowego). Fotopowielacz przetwarza obraz świetlny na analogowy sygnał elektryczny, który następnie przez przetwornik analogowo-cyfrowy jest zamieniany na wyjściu na sygnał cyfrowy, odpowiedni do przetwarzania w systemach komputerowych (zapis w postaci wartości binarnych na matrycy, która jest zbiorem pikseli) i zapisywany. Po odczytaniu płyty obrazowej, lampa kasująca poprzez naświetlenie światłem widzialnym wymazuje obraz rtg i płyta obrazowa jest gotowa do ponownego użycia.

Ilość rejestrowanego światła pochodzącego z fotostymulacji jest proporcjonalna do ilości centrów f i w ten sposób również do ilości zaabsorbowanego promieniowania rentgenowskiego w tym miejscu (np. relacja między sygnałem PMT i ilością zaabsorbowanego promieniowania rentgenowskiego jest wprost proporcjonalny). Wzmocnienie sygnału PMT przed digitalizacją zwykle jest realizowane nieliniowo. Surowe wartości pikseli są później przetwarzane do wizualizacji w procesach segmentacji, przeskalowania i filtrowania przy użyciu algorytmów matematycznych. Wielkość macierzy obrazu jest funkcją wymiarów IP (np. 18 × 24 cm, 24 × 30 cm, 35 × 35 cm, 35 × 43 cm) i gęstości odczytu pikseli (odległości między sczytywanymi elementami płyty obrazowej). Typowe wielkości obrazu wyjściowego i efektywne zakres skali szarości są ograniczone: digitalizacja i obraz zmienia się od 8 MB do 16 MB dla radiografii, z typową wielkością macierzy w przybliżeniu 2 k do 2,5 k pikseli.

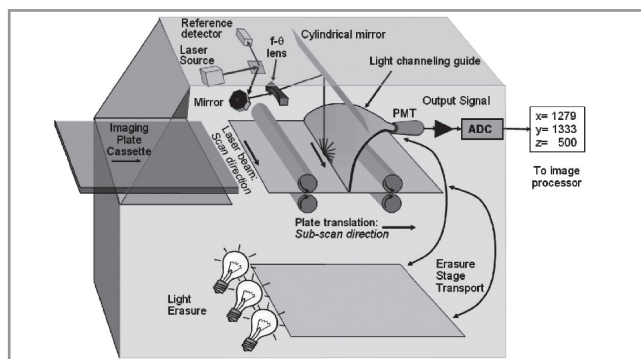
W radiografii cyfrowej w systemach CR występuje zjawisko fadingu, czyli zanikania „schwytanego” sygnału, toteż istotny jest czas między ekspozycją płyty obrazowej a jej odczytem w czytniku. Zmiana zarejestrowanego sygnału odbywa się eksponentalnie w czasie (wynik spontanicznej fosforescencji). Typowy rejestrator obrazu traci około 25% zdeponowanego sygnału pomiędzy 10 minutami a 8 godzinami po ekspozycji, a po tym czasie zjawisko fadingu przebiega coraz wolniej.

Najczęściej stosowanymi laserami w czytnikach są lasery HeNe oraz diodowe. Wydajność laserowego procesu fotostymulacji jest uzależnio-

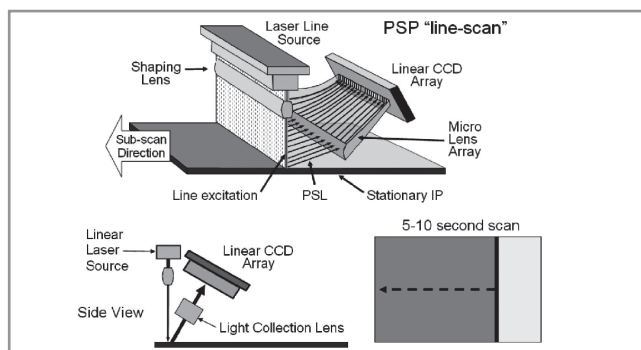


Rys. 6 Cykl zapisu obrazu na płycie obrazowej

centrów f, przeniesieniu ich do poziomów energetycznych powodujących wprowadzenie atomów płyty pamięciowej w stan wzbudzony i wywołaniu szybkiej



Rys. 7 Proces odczytu obrazu z płyty obrazowej – system punktowy (wg AAPM Report No 93)



Rys. 8 Proces odczytu obrazu z płyty obrazowej – system liniowy (wg AAPM Report No 93)

na od: czasu działania wiązki promienia lasera, wielkości jego przekroju, głębokości penetracji w materiale detektora, rozpraszania fotonów światła, wydajności wychwytywania tego światła i jego zamiany na sygnał elektryczny.

Konwersja sygnału analogowego na sygnał cyfrowy jest procesem dwukrotnej przemiany sygnału analogowego do serii wartości cyfrowych. W celu efektywnego wykorzystania szerokiego zakresu naświetlenia płyty obrazowej w systemach ucyfrowienia w procesie wstępnego odczytywania, sprawdzana jest czułość odczytywania sygnału (*pre-reading*). Wstępnie „surowe” dane obrazu są odczytywane z użyciem słabej wiązki promienia laserowego, a właściwe warunki odczytywania, czułości i warunki naświetlania są określane po analizie tych danych. Dopiero teraz następuje właściwy odczyt. Dzięki takiej metodzie zakres luminescencji, w którym pojawia się obraz rtg może być odpowiednio normalizowany do przetwarzania na sygnały cyfrowe, niezależnie od badanego obiektu i dawki promieniowania rtg.

Każdy z producentów systemów CR jest zobowiązany podać odpowiednie informacje o sposobie zdekodowania uzyskanych sygnałów i ich zamianie na użyteczny dla nas obraz.

- W przypadku Fuji podawana jest miara czułości S, która jest odwrotnie proporcjonalna do czasu naświetlania i określona jako:

$$S \cong \frac{200}{\text{czasnaświetlania}(mR)}$$

- Systemy Kodaka dostarczają wartość indeksu czasu naświetlania EI, który jest wprost proporcjonalny do logarytmu czasu naświetlania:

$$EI \cong 1000x \log(\text{czasunaświetlania}(MR)) + 2000$$

- Agfa wprowadziła współczynnik IgM, którego wartość zmienia się proporcjonalnie do logarytmu średniego czasu naświetlania „surowego” obrazu. Wartość czynnika

IgM wskazuje faktyczny czas naświetlania płyty obrazowej poprzez matematyczny związek ze średnią wartością skali szarości (SAL):

$$IgM = 3,2768 - \log \left[\left(\frac{4095}{SAL} \right)^2 \right]$$

- W systemach Koniki wprowadzono współczynnik relatywnej ekspozycji REX, zależny od czasu naświetlania. Gdzie: QR – miara kwantowania, E_1 – czas naświetlania płyty w (mR), E – średni czas naświetlania:

$$S = QRx \frac{E_1}{E}$$

Systemy cyfrowe DR

W przypadku mammografii z cyfrowymi detektorami obrazu najczęstszym rozwiązaniem są panele zbudowane na amorficznym krzemie lub selenie (pośrednie systemy cyfrowe) oraz panele zbudowane na matrycy wykonanej z elektrod oddzielonych warstwą izolatora oraz elementów aktywnych np. tranzystorów cienkowarstwowych (rys. 9), które mają wysoką skuteczność energetyczną dla promieniowania X z zakresu mammografii, bardzo wysoką rzeczywistą rozdzielczość, niski poziom szumów i dobrze ustalony proces obróbki obrazów (rys. 10).

Detektory obrazu w radiografii cyfrowej pośredniej są zbudowane na bazie fotoprzewodników, takich jak amorficzny krzem lub selen. Warstwa detektora krzemowego zawiera matrycę receptorów, przy czym każdy receptor ma własne elementy regulacyjne (tranzystor lub dioda) i odpowiada za jeden piksel obrazu. Układy regulujące odpowiadają za proces odczytywania informacji: linia po linii sygnały elektryczne są wzmacniane i przetwarzane na postać cyfrową. Proces odczytywania i przetwarzania jest bardzo szybki, co pozwala także na dokumentowanie obrazów ruchomych (fluoroskopia). Krzem sam w sobie nie jest wystarczająco czuły na promieniowanie X o energiach używanych w diagnostyce obrazowej. Dlatego warstwa krzemu jest pokryta warstwą materiału scyntylacyjnego, np. jodku cezu (CsI) znanego z wykorzystania we wzmacniaczach obrazu. CsI ma igłową strukturę kryształów, przez co zredukowane są problemy związane z rozpraszaniem (małe boczne rozproszenie światła), a więc i zmniejszaniem rozdzielczości systemu obrazowania. W dodatku, w przeciwieństwie do systemów CR, w których rozpraszanie światła i straty w rozdzielczości wynikają z grubości

materiału płyty obrazowej, grubość kryształu CsI przy strukturze igłowej może być dobranej do wymaganej czułości systemu (zapewnienie właściwej absorpcji promieniowania rentgenowskiego) przy utrzymaniu wysokiej rozdzielczości przestrzennej. Fotodiody ($Si:H$), znajdujące się pod warstwą materiału scyntylacyjnego, konwertują sygnał optyczny na sygnał elektryczny (ładunek), który gromadzony jest w elemencie pojemnościowym piksela.

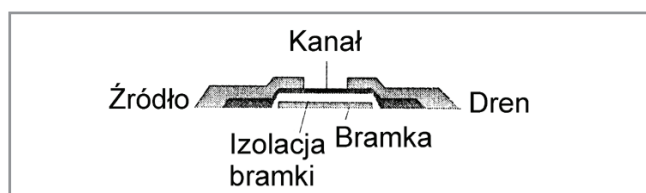
Detektor bezpośredniego systemu dla cyfrowej mammografii, jest zbudowany fotoprzewodników o dużej liczbie atomowej (np. Se albo PbI_2), które pokrywają aktywny obszar macierzy. Tworzy to warstwę fotoprzewodnikową, która bezpośrednio przetwarza oddziaływania promieniowania X z detektorem na nośniki ładunku, dryfującego do elektrod zbierających pod wpływem pola elektrostatycznego.

Podstawową zaletą bezpośrednich systemów cyfrowych, w stosunku do systemów CR i pośrednich DR, z punktu widzenia jakości obrazu jest brak powstawania efektów wynikających z rozpraszania fotonów światła na materiale płyty pamięciowej czy też w elementach scyntylacyjnych detektora. Wyprodukowany pod wpływem promieniowania X ładunek elektryczny jest zbierany w pojedynczej elektrodzie i udział boczno rozpraszania (dyfuzji) w kształtowaniu obrazu nie jest znaczący. Ponadto wydajność absorpcji detektora może zostać zmaksymalizowana przez odpowiedni wybór materiału fotoprzewodników, ustawienie nastaw i grubości warstwy elementów pojemnościowych (rys. 11). Główną wadą bezpośrednich detektorów jest potrzeba zastosowywania wysokiego napięcia, aby utrzymać pole elektrostatyczne i ciemny prąd.

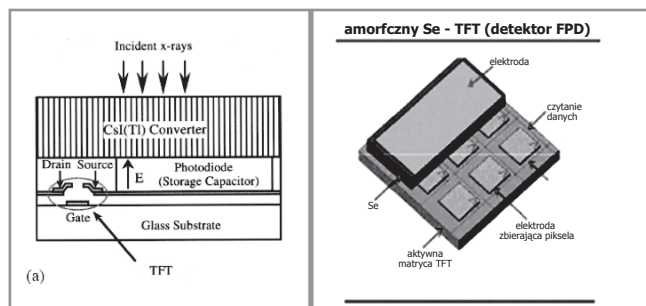
Aktywna macierz składa się z $M \times N$ pikseli (np. 3600×4800). Każdy piksel ma trzy podstawowe elementy: przełącznik TFT, elektroda piksela i kondensator. Aktywna macierz jest określona przez szerokość piksela (a), szerokość zbioru pikseli (a_{coll}) i odległość między pikselami (*pitch*) (d) – rys. 11. Typowa odległość między pikselami dla mammografii ma 50 μm . Stosunek $F_{coll} = a_{coll}^2 / a^2$ jest zdefiniowany jako współczynnik wypełnienia zbioru, podczas gdy stosunek $F_{geom} = a^2 / d^2$ jako geometryczny współczynnik napełnia. Aby zwiększyć wartość F_{coll} w systemach obrazowania, kondensator i TFT znajdują się pod elektrodą piksela (struktura „grzyba”).

Napięcie piksela V_p jest rosnącą funkcją ekspozycji promieniowania rentgenowskiego. Typowo to napięcie nie przewyższa 10 V. Pod wpływem „zawieszenia” badania albo po przypadkowym przekroczeniu ekspozycji napięcie to może osiągnąć na górnej elektrodzie wartości podobne do wysokiego napięcia i spowodować uszkodzenie detektora. Aby zabezpieczyć detektor, oddziela się warstwy znajdujące się albo między górną elektrodą i fotoprzewodnikami albo między fotoprzewodnikami i aktywną macierzą. W ten sposób złapane w pułapkę ładunki są transportowane między oddzielającą warstwą i fotoprzewodnikami, zmniejszając wartość pola elektrycznego i wysycając VP. W dodatku ta warstwa oddzielająca zapobiega przepływowi ładunku od górnej elektrody albo od aktywnej macierzy, by zostały dodane do ładunku fotoprzewodników, co zmniejsza aliasing.

Elementy TFT odgrywają rolę przełączników indywidualnie dla każdego piksela i kontrolują ładunek, żeby każda linia pikseli była elektronicznie aktywowana jednocześnie. Zwykle wszystkie elementy TFT są wyłączone, pozwalając ładunkom gromadzić się na elektrodach pikseli. Pozyskiwanie informacji jest realizowane przez zewnętrzne elementy elektroniki i kontrolę softwera stanu TFT. Każdy TFT ma trzy elektryczne elementy: bramka (G) do kontroli stanu „włączony” albo „wyłączony” TFT, kanał (D), który łączy elektrody piksela i kondensatora piksela, i źródło (S), które jest podłączone do wspólnej linii przesyłu danych. Kiedy jest aktywowana linia bramek „i”, wszystkie elementy TFT w tym rzędzie są włączane i z N linii da-



Rys. 9 Struktura tranzystora cienkowarstwowego (wg MEDTECH)

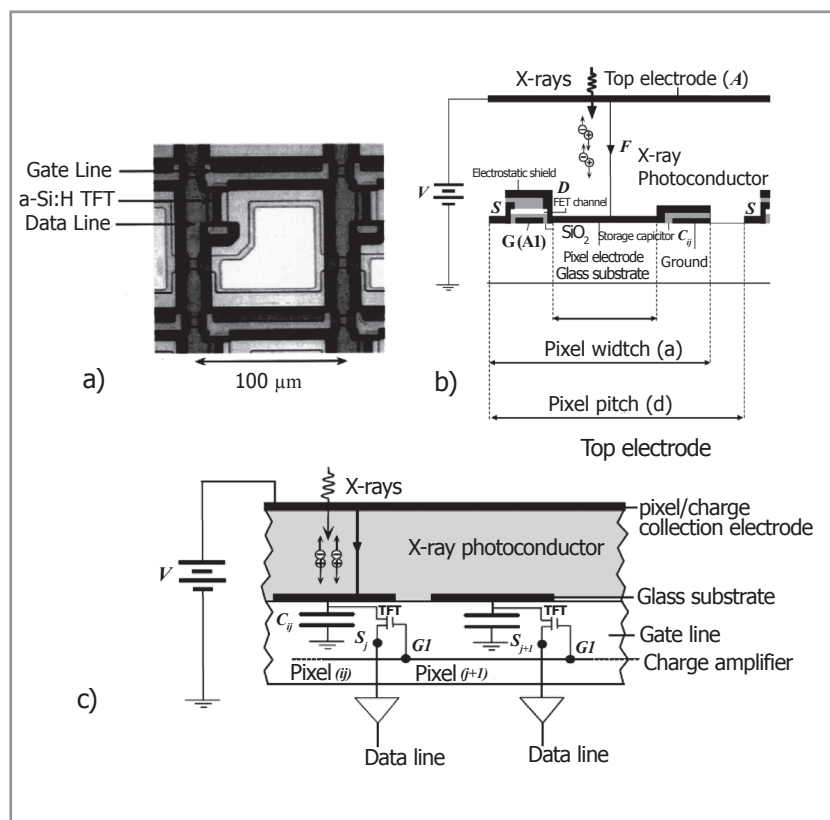


Rys. 10 Budowa detektorów cyfrowych – pośrednia i bezpośrednia detekcja (wg MEDTECH i Mammographic detectors, G. PANAGIOTAKIS UNIV OF PATRAS)

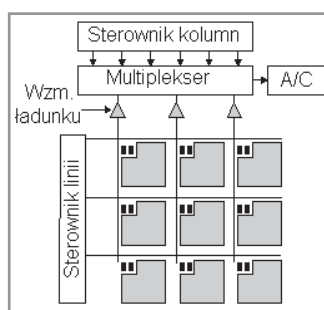
nych od $j = 1$ do N jest odczytywany ładunek na elektrodach pikseli w „ i ” rzędzie. Równoległe dane są multipleksowane do seryjnych danych, podlegają dyskretyzacji i przesyłane do komputera, w celu utworzenia obrazu (rys. 12). Kontrolery skanujące stan TFT wtedy aktywują następny rząd „ $i + 1$ ” i wszystkie ładunki pikseli w tym rzędzie wtedy są odczytywane i multipleksowane. Proces jest realizowany dla całej macierzy – od pierwszego do ostatniego rzędu M . Te sygnały są przetransmitowywane do systemu komputerowego.

Bezdiskusyjną korzyścią przy obrazach uzyskiwanych w formie cyfrowej jest możliwość wtórna obróbki tego obrazu (postprocessing). Po wykonaniu konwencjonalnego zdjęcia mammograficznego (obejmującego ekspozycję, jak i obróbkę fotochemiczną) nie ma możliwości poprawy jakości uzyskanego obrazu. W przypadku mammografii cyfrowej możliwa jest komputerowa obróbka obrazu, umożliwiająca wykorzystanie pełnej informacji zawartej w obrazie cyfrowym oraz dostosowanie sposobu jego wizualizacji do możliwości ludzkiej percepcji. Możliwa słabsza detekcja w mammografii cyfrowej bardzo drobnych struktur ze względu na rozdzielczość systemu, w szczególności mikrozwapnień, może być kompensowana większą rozdzielczością kontrastową.

Zapewnienie jakości w mammografii jest świadomym procesem prowadzącym do uzyskania jak najlepszych obrazów diagnostycznych, umożliwiających właściwą ocenę kliniczną. Ważne jest przy tym, by obraz zawierał wystarczającą ilość informacji przy jak najmniejszym narażeniu pacjenta na promieniowanie jonizujące. Jedynym sposobem spełnienia tych założeń jest stała kontrola procesu powstawania obrazu diagnostycznego zgodnie z wymaganiami zasad norm jakości. Zapewnienie wysokiej jakości procesu wymaga ciągłej kontroli aparatury, którą przeprowadza się, wykonując odpowiednie testy na poziomie podstawowym i specjalistycznym oraz kontrolując i analizując zdjęcia odrzucone, jak również monitorując proces akwizycji obrazu.



Rys. 11 Detektor bezpośredniego systemu cyfrowego: (a) mikrofotografia, (b) fizyczna struktura pojedynczego pikseli matrycy TFT (c) schematyczny diagram struktury dwóch pikseli (wg Mammographic detectors, G. PANAGIOTAKIS UNIV OF PATRAS)



Rys. 12 Budowa matrycy czujników (wyswietlaczy i sposób sterowania odczytem (wg MEDTECH)

Tabela 1 Wymagane wartości parametrów w dla detektorów w dla detektorów w cyfrowej mammografii (wg Mammographic detectors) G. Panagiotakis univ of patras

Detector parameter	Value
Detector size (cm)	18 x 24
Pixel pitch (μm)	50
Number of pixels	3600 x 4800
Readout time (s)	<5
X-ray spectrum (kV _p)	30
Mean exposure (mR)	12
Exposure range (mR)	0,6-240

Czynniki determinujące jakość obrazu

Wydajność detekcji

Dla systemu obrazowania SF (screen film), CR (pamięciowe płyty obrazowe) i DR (systemy cyfrowe) wydajność z kwantowa jest określona przez grubość, gęstość i budowę (skład) absorbera (detektora obrazu). Wydajność to może wzrosnąć wraz ze wzrostem gęstości materiału albo grubości pochłaniacza (zwykle kosztem rozdzielczości przestrzennej), albo przez wprowadzanie materiałów mających wysoką liczbę atomową, która powoduje dobre dopasowanie między spektrum energetycznym promieniowania rentgenowskiego, wychodzącego za pacjentem i charakterystyką absorpcyjną materiału, z którego jest zbudowany receptor.

Zakres dynamiczny

Dla wysokiej jakości obrazowania w radiografii cyfrowej detektor obrazu musi mieć dobrą rozdzielczość kontrastową w szerokim zakresie intensywności ekspozycji na promieniowanie X. Dynamiczny zakres systemu obrazującego jest stosunkiem największych i najmniejszych wejściowych intensywności, które mogą zostać zobrazowane. Najmniejsza przydatna z punktu widzenia obrazowania intensywność jest określona przez poziom szumu systemu, dlatego rejestrowany sygnał powinien być wystarczająco duży, aby przewyższyć wartość szumu (łącznie z rentgenowskim szumem kwantowym). Natomiast największa intensywność jest określona poziomem nasycenia detektora. Dynamiczny zasięg systemów analogowych jest określony przez stratę kontrastu przy niskich i wysokich poziomach ekspozycji (krzywa $D = f(H)$). Dla systemów wykorzystujących błony rtg dynamiczny zasięg zależy od parametrów ekranu wzmacniającego i charakterystyki filmu, sięgając w przybliżeniu od 10 do 100. Charakterystyka odpowiedzi systemów CR jest liniowa (lub log-liniowa) w funkcji ekspozycji (intensywność luminescencji jest proporcjonalna do ekspozycji) w zakresie 10,000:1.

Dynamiczny zasięg systemów DR jest ograniczony w dolnym zakresie przez szum systemu obrazowania i w górnym zakresie przez ładunkową pojemność elementów detektora. Gdy elementy pojemnościowe zostają „wypełnione”, detektor musi zostać sczytany, aby usunąć ładunek przed następnym obrazowaniem. Dynamiczny zasięg typowych matryc TFT

używanych w radiografii ogólnej, z wielkością elementów 150-200 mikronów, ma w przybliżeniu stosunek 1,000:1 do 10,000:1.

Próbkowanie przestrzenne

Wszystkie detektory cyfrowe próbują na wejściu ciągle zmieniający się strumień promieniowania X, w dyskretnych miejscach, rozdzielonych odstępami nazywanymi *pitch*. W systemach CR odstęp między próbkami stanowi odległość między przyległymi pozycjami wiązki laserowej podczas odczytywania informacji z płyty obrazowej. W systemach DR *pitch* jest odległością od środka do środka przestrzeni między elementami detekcyjnymi. Częstota przestrzenna, dla której zachodzi próbkowanie, determinuje zdolność systemu cyfrowego do zobrazowania wysokich częstotliwości fluktuacji w strumieniu wiązki promieniowania X (są spowodowane przez krótkie odległości na powierzchni obrazowania).

Częstota próbkowania systemu, o wartości *pitch* próbki p , jest równa $1/p$. Na przykład, jeżeli *pitch* ma wymiar 100 mikronów ($= 1/10$ mm), częstota próbkowania wynosi 10 na mm (10 mm⁻¹). Najwyższa przestrzenna częstota oddziaływania strumienia promieniowania X, która może wiarygodnie zostać zobrazowana (częstota Nyquista), jest jedną połową częstoty próbkowania albo wynosi $1/(2p)$. W ten sposób system z *pitch* o wymiarze 100 mikronów może zobrazować częstoty 5 cykli na milimetr.

Jeżeli oddziaływanie strumienia promieniowania rentgenowskiego z receptorem zawiera informację o częstotliwościach wyższych niż częstota Nyquista i funkcja modulacji przekazu (MTF) przed próbkowaniem nie jest zanikająca dla tych częstotliwości, to dla niskiej częstoty mogą występować w obrazie fałszywe sygnały. To zjawisko, określane jest jako *aliasing*, powoduje pojawianie się licznych artefaktów w obrazie i zmniejsza zdolność dobrego obrazowania szczegółów.

Rozdzielczość przestrzenna

Rozdzielczość przestrzenna jest zdolnością systemu obrazującego do wizualizowania dwóch przyległych struktur jako oddzielnych elementów obrazu albo wyróżnianie się wyraźnych krawędzi w obrazie (ostrość). Straty w rozdzielczości przestrzennej następują z powodu rozmycia spowodowanego przez czynniki geometryczne (np. wielkość ogniska, rozpraszanie światła w receptorze), efektywnej powierzchni detektora określonej wielkością apertury, ruch pacjenta w stosunku do źródła promieniowania X i detektor obrazu.

Rozdzielczość przestrzenna jest określana metodami subiektywnymi albo obiektywnymi. Subiektywny pomiar jest realizowany z użyciem wzoru paskowego, zbudowanego z kolejno zmieniających się „nieprzezroczystych” i „przezroczystych” na promieniowanie X pasków o równej szerokości. Z obrazu radiograficznego tego wzoru można określić poziom rozdzielczości wyrażany w jednostkach par linii na odległość, zwykle w lp/mm. Rzeczywista rozdzielczość detektora jest mierzona przez umieszczenie wzoru paskowego na powierzchni receptora, aby wyeliminować efekt rozmycia geometrycznego pochodzącego od ogniska. Rozdzielczość systemu (uwzględniając nieostrość geometryczną pochodzącą od ogniska źródła promieniowania) jest mierzona z użyciem wzoru paskowego, umieszczonego w odległości klinicznej ponad receptorem obrazu. Dla systemów cyfrowych rozdzielczość może być różna w kierunkach prostopadłych do siebie (w rzędach i w kolumnach) i dlatego wymaga oddzielnej oceny w dwóch wymiarach. Rozdzielczość przestrzenna jest limitowana częstotliwością, dla której paski nie mogą już zostać wizualizowane.

Pomiary obiektywne przez MTF są uzyskiwane przez pomiar transferu amplitudy sygnału (kontrastu) wzorów sinusoidalnych (różnych częstotliwości) od oddziaływania promieniowania X do wyjścia systemu ob-

razowania. MTF systemu jest określony przez poszczególne składowe MTF wzdłuż ciągu sygnałowego i może zostać zmierzony przez zobrazowanie obiektu testowego zawierającego wąską szczelinę albo ostrą krawędź. Dla większości systemów DR testy wskazują, że limit rozdzielczości przestrzennej systemu wynosi przynajmniej 2,5 mm⁻¹, natomiast zdecydowanie jest pożądaną wyższą dla aplikacji specjalistycznych – specjalistycznych zwłaszcza dla mammografii (np. 5,0 mm⁻¹).

W systemie analogowym (SF) rozdzielczość przestrzenna jest determinowana głównie przez grubość ekranu wzmacniającego, z którego pod wpływem absorpcji fotonów promieniowania X emitowane są kwanty światła w wszystkich kierunkach z punktu oddziaływania. W przypadku grubszych ekranów, o większej odległości rozpraszania się światła przed dotarciem do filmu, system obrazowania ma gorszą rozdzielczość przestrzenną (ale większą czułość). Błona rtg przy swojej bardzo dużej rozdzielczości (wielkość ziarna) nie wpływa na degradację rozdzielczości przestrzennej. W mammografii, gdzie są używane bardzo cienkie ekrany wzmacniające, rozdzielczość przestrzenna jest często większa niż 15 lp/mm.

W systemie CR najważniejszym źródłem straty w rozdzielczości przestrzennej jest rozpraszanie światła lasera podczas odczytywania informacji z płyty obrazowej. W wyniku rozpraszania światła laserowego powstaje wzbudzenie obszaru płyty pamięciowej, nieco większe niż wielkość przekroju wiązki – jest to obszar potencjalnie większy niż odległość między pozycjami lasera. Skutkuje to tym, że rzeczywisty obraz plamki rozciąga poza nominalną wielkość piksela. Przy grubszej warstwie luminoforu pamięciowego powstaje większa grubość materiału rozpraszającego, co powoduje pogorszenie rozdzielczości poprzez zwiększenie wymiarów obrazu źródła punktowego, ale w tych systemach CR płyta obrazowa jest czytywana z obu stron. Innym rozwiązaniem są systemy CR z geometrią o budowie krystalicznej, która pozwala na większą grubość materiału obrazującego i przy poprawionej wydajności detekcji nie powoduje strat w rozdzielczości przestrzennej.

Rozdzielczość przestrzenna w systemach DR jest głównie determinowana przez dwa czynniki.

Pierwszym czynnikiem dla pośrednich cyfrowych systemów obrazowania jest dystrybucja fotonów promieniowania rtg, w procesie konwersji na światło w warstwie scyntylacyjnej detektora. To wywołuje rozmycie obrazu elementu punktowego, podobnie do opisanego powyżej wpływu rozchodzenia się fotonów w ekranie systemu SF. Aby zmniejszyć efekt rozpraszania fotonu w materiale receptora obrazu, kilku producentów pośrednich systemów DR używa wbudowanych konwerterów, w których materiał konwertera (zwykle jodek cezu) jest utworzony do wąskich, równoległych struktur kolumnowych, ukierunkowanych tak, by droga fotonów promieniowania X była zorientowana wzdłuż podłużnego wymiaru tych kolumn. Zaletą tej struktury jest to, że większość światła wychodzącego z konwertera na matrycę TFT zostaje odbita wewnątrz wzdłuż długości kolumn. Wewnętrzny proces odbicia w ten sposób ogranicza drogę fotonów światła do obszaru blisko faktycznego miejsca absorpcji promieniowania rentgenowskiego. To rozwiązanie pozwala na polepszenie wydajności absorpcji przy grubszym absorberze (dłuższe kolumny) bez utraty rozdzielczości. W bezpośrednich systemach konwersji DR nie pojawia się to zjawisko, ponieważ rozproszenie elektronów w materiale fotoprzewodników matrycy TFT jest minimalne.

Drugim czynnikiem wpływającym na rozdzielczość przestrzenną w DR jest wielkość samego elementu detekcyjnego. Promieniowanie X zaabsorbowane w pojedynczym elemencie ujawniania się jako pojedynczy sygnał ilościowy (suma ładunków w elemencie detekcyjnym), ponieważ nie ma możliwości, aby odróżnić różne miejsca absorpcji w tym

elemencie. Dlatego struktury w pacjencie o rozmiarach mniejszych niż wielkość elementu detekcyjnego są na obrazie rozmazane, a ich kontrast jest zmniejszony (jest to znane jako częściowy efekt objętościowy). Takie struktury mogą w ten sposób być niewykrywalne, chyba że będą z natury obiektami o wysokim kontraście (np. mikrozwapnienie mniejsze niż element detekcyjny może zostać rozpoznane jako zwapnienie, ponieważ jego własności tłumienia są inne niż dla innej tkanki).

Szum

W radiografii szum może zostać zdefiniowany jako fluktuacje w obrazie, nieodpowiadające różnicom w pochłanianiu promieniowania X przez obrazowane objekty. Szum obrazu jest określany w warunkach naświetlenia receptora jednolitym strumieniem wiązki promieniowania rentgenowskiego i wyrażany kwadratem odchylenia standardowego sygnałów zmierzonych w wybranych obszarach obrazu. Miara szumu, najbardziej niosąca informację o wartości tego parametru, może zostać określona przez szacowanie spektrum mocy szumu (NPS), który charakteryzuje zależność częstości przestrzennej i szumu. Znajomość odpowiedzi częstotliwościowej szumu w systemie obrazującym jest ważna ze względu na różne pochodzenie sygnału szumu w różnych systemach obrazowania, np. jest kilka źródeł szumu w systemach DR, takie jak aliasing, i szum elektroniczny, które nie są obecne w systemach SF.

Szum w obrazie jest zdominowany przez szum kwantowy promieniowania X. Jednak wszystkie receptory obrazu zawierają również wewnętrzne źródła szumu. Randomizowany szum (sygnał szumu, który nie jest skorelowany z poszczególnymi miejscami na receptorze) zwykle nie może zostać poprawiony i staje się składową do przypadkowego szumu kwantowego promieniowania X. Przykładem źródła składowej przypadkowego szumu jest szum pochodzący od ziarnistości błony rtg i elektroniczny szum w systemach CR i DR. Wewnętrzny szum detektora, który ma ustaloną korelację, w zależności od miejsca na receptorze jest określony jako *fixed-pattern noise* i jest spowodowany przestrzenną różnicą w grubości ekranu wzmacniającego w systemach w SF; wydajność detekcji światła zależną od pozycji w czynnikiach płyt CR i różnice w wzmacnieniach przedwzmacniacza w systemach DR.

Jedną z zalet obrazowania cyfrowego jest możliwość cyfrowego eliminowania wewnętrznego szumu detektora obrazu w *post-processingu* (uzyskiwanie obrazu o wartościach diagnostycznych). Zwykle jest to realizowane przez otrzymywanie zbioru identycznych obrazów o nominalnych parametrach z użyciem jednorodnych pól rentgenowskich. Uśrednianie pokrycia obrazu powoduje, że w pojedynczym obrazie wielkość szumu promieniowania X jest mała w porównaniu z wielkością ustalonego wzorcowego szumu. Ten obraz jest zapisywany i jest używany jako matryca, stanowiąca szablon do usuwania ustalonego na jej podstawie wzorcowego szumu od wszystkich następnycy obrazów w procesie nazywanym wygładzeniem odpowiedzi.

Artefakty detektora są powszechne w systemach cyfrowych i są wynikiem różnicy czułości w różnych obszarach receptora, powodując wizualizację struktur, które nie są związane z obrazowaniem tkanek. Złe (niesprawne) elementy detekcyjne, zwykle uszeregowane w kolumnach i rzędach, mogą powstawać podczas procesu wytwórczego. Miejsca takiego punktu i wady linii zwykle są identyfikowane i zapisywane, a przyległe wartości odpowiedzi „sąsiadów” są uśredniane i używane jako wartości brakujących danych. Liczba i bliskość wadliwych elementów detektora, które są dopuszczalne bez wpływu na jakość obraz, są specyfikowane przez producentów systemów.

Digitalizacja analogowego napięcia na wyjściu detektora, by utworzyć dyskretne wartości piksela, wprowadza szum zwany szumem kwantowym. Cyfrowe systemy obrazujące używają konwertera analo-

gowo-cyfrowego (ADC) do próbkowania i kwantowania danych obrazowych. Maksymalna liczba wartości skali szarości, które mogą być kodowane, jest równa 2^N bitów. Na przykład, 8-bitowy konwerter AD koduje 28 albo 256 dyskretnych wartości cyfrowych dla całego zasięgu amplitudy (te wartości często są nazywane ADU). Niewystarczająca liczba poziomów kwantowania wprowadza sygnał kodujący błędy, które powiększają szum kwantowy. Cyfrowe detektory dla projekcji radiograficznej typowo używają od 10 bitów do 14 bitów (1,024 do 16,384 jednostek ADU) w akwizycji obrazu, aby utrzymać małą wartość szumu kwantowego. Niektóre systemy używają nieliniowego (np. logarytmicznego) wzmacnienia przed digitalizacją, która może dalej zmniejszyć błąd kwantowy, szczególnie przy niskim zakresie odpowiedzi sygnału generowanego przez detektor.

Degradację obrazu w radiografii determinuje również rozpraszanie promieniowania, które stanowi jeszcze jedno źródło szumu. Rozproszenie zmniejsza dostępny dynamiczny zasięg natężenia wiązki promieniowania X po stronie wyjścia pacjenta. Najważniejszym skutkiem rozpraszania jest redukcja kontrastu obrazu, co też zmniejsza wartość SNR, ponieważ nie zawiera żadnego sygnału, ale zawiera szum kwantowy Poissona. W systemach skanujących (skanowanie polem szczelinowym) detektory DR mają zdolność „wycinania” z rejestracji promieniowania rozproszonego i dlatego nie wymagają użycia kratki przeciwrozproszeniowej.

Dla detektorów pracujących w systemach CR, DR i w radiografii SF w obrazowaniu klinicznym, gdy dominuje zjawisko rozproszenia, powinna być używana kratka przeciwrozproszeniowa (zwykle dla grubości pacjenta powyżej 10 cm lub w systemach mammograficznych, gdzie promieniowanie rozproszone może „przykryć” obraz małych struktur). Użycie kratki jest szczególnie ważne w systemach CR z powodu wzrostu czułości na promieniowanie rozproszone halogenu baru (krawędź K w przybliżeniu wynosi 35 keV), w stosunku do ekranów systemu SF i zawartego w nich tlenek siarczku gadolinu (krawędź K w przybliżeniu wynosi 50 keV).

Przy stosowaniu kratki przeciwrozproszeniowej z cyfrowymi detektorami wzrost ekspozycji (mAs) jest konieczny tylko z powodu niekompletnej transmisji promieniowania pierwotnego przez kratkę i aby skompensować spadek proporcji SNR. To stanowi różnicę w stosunku do radiografii SF, gdzie kompensacja dotyczy usunięcia pierwotnego i rozproszonego promieniowania, żeby osiągnąć poprawny zasięg gęstości optycznej błony rtg. Z tego powodu ustawienie ekspozycji powinno uwzględniać współczynnik kratki (zdefiniowany jako wymagany wzrost w ekspozycji do otrzymania tej samej gęstości optycznej na błonie rtg jak dla warunków bez kratki).

Rozdzielczość kontrastu

Rozdzielczość kontrastu odnosi się do wartości różnicy sygnału na obrazie między strukturą badaną i jej otoczeniem. Jest to wyrażane różnicą gęstości optycznej między dwoma przyległymi obszarami na obrazie systemu SF albo jako względna różnica jasności między odpowiednimi obszarami w cyfrowym obrazie pokazanym na monitorze. Zarówno dla systemu SF, jak i systemu cyfrowego obrazowania, radiograficzny kontrast jest determinowany kontrastem obiektu i wrażliwością receptora. Jednakże w cyfrowym obrazowaniu kontrast w obrazie może być zmieniany przez ustawienie parametrów wizualizacji, niezależnych od warunków akwizycji.

Kontrast obiektu jest względną różnicą w rentgenowskiej ekspozycji po stronie wyjścia pacjenta i jest wynikiem różnic w pochłanianiu promieniowania X w poddanych badaniu tkankach. Pochłanianie jest silnie zależne od spektrum energii promieniowania rtg i jest determino-

wane przez materiał anody, wartość kV i całkowitą filtrację wiązki promieniowania jonizującego. Kontrast obiektu jest również zmniejszany przez obecność promieniowania rozproszonego.

Czułość detektora obrazu jest zdefiniowana jako wartość sygnału, która zmienia się na wyjściu (gęstość optyczna dla SF albo wartości ADU dla CR i DR) przy zmianie ekspozycji o jednostkę. W przypadku detektora cyfrowego jego czułość w pewnym zakresie może zostać ustawiona elektronicznie poprzez dobór wzmocnienia, biorąc pod uwagę zakres ekspozycji, które równocześnie muszą być mierzone i zależność energetyczną odpowiedzi detektora. Z właściwie ustawionym systemem akwizycji obrazu, zakres dynamiczny powinien być dobrany tak, aby możliwy był pomiar całego zasięgu intensywności promieniowania, od tego, które bez oddziaływania przeszło przez pacjenta do tego, które przeszło przez najgęstsza, najgrubsza część jego ciała. Sygnał zapisany w formie cyfrowej do pamięci jest wprost proporcjonalny do ilości promieniowania przechodzącego przez pacjenta. Z tego powodu zapisany do przetwarzania obraz odzwierciedla właściwy kontrast obiektu bardzo wiernie, pod warunkiem że receptor obrazu działa w linearnym (albo log-linearnym) układzie krzywej odpowiedzi.

Ostateczny obraz do interpretacji klinicznej dla systemów CR i DR powstaje w wyniku przetwarzania obrazu, które określa wartość wyświetlanego kontrastu przez ustalenie relacji między „surowymi” wartościami piksela a poziomami skali szarości.

Ilościowa wydajność detekcji

Ilościowa wydajność detekcji (DQE) jest przydatnym parametrem opisującym receptor obrazu, ponieważ bierze pod uwagę wydajność wykrywania promieniowania, rozdzielczość przestrzenną i szum. DQE opisuje względną wydajność utrzymywania poziomu SNR (stosunkiem wielkości sygnału obrazu do szumu), możliwego do uzyskania w procesie obrazowania i jest zdefiniowany jako SNR_{out}/SNR_{in} , gdzie SNR_{in} jest SNR oddziaływania ekspozycji na receptorze i numerycznie równy do wejściowego strumienia. W ten sposób DQE może zostać wyrażony wydajnością przenoszenia SNR przez system, którego skuteczność przekłada się na jakość detekcji i akwizycji obrazu.

DQE ogólnie jest wyrażany w funkcji częstości przestrzennej – $DQE(f)$. Doskonały system obrazowania rejestruje jednostki $DQE(f)$ dla wszystkich częstości przestrzennych. Rzeczywiste systemy gubią wydajność dla wyższych częstości przestrzennych, z powodu zmniejszenia rozdzielczości przestrzennej i wzrostu wpływu źródeł szumu na sygnały użyteczne w tworzeniu obrazu. $DQE(f)$ jest wyrażany przez ilościowy pomiar funkcji przenoszenia modulacji, $MTF(f)$, co pozwala na określenie rozdzielczości przestrzennej i widma NPS(f) (*noise-power spectrum*), jako funkcji częstości przestrzennej, używając dokładnie określonej ekspozycji na wejście detektora. Ekspozycja wymagana do osiągnięcia określonej wartości SNR w obrazie jest odwrotnie proporcjonalna do DQE systemu obrazowania. Dlatego, systemy z wyższym DQE wymagają mniejszej ekspozycji do uzyskania określonej jakości obrazu (SNR) w stosunku do systemów z niższym DQE.

Klasa szybkości i klasa ekspozycji

Dla systemów SF wprowadzono standaryzowaną klasę szybkości, która wiązała się z wartością ekspozycji, wymaganą, aby otrzymać właściwie parametry radiogramu. Typowo używane klinicznie są klasy szybkości 100, 200 i 400 (albo wyższe). W mammografii używane są systemy klasy 200. Wiele cyfrowych systemów diagnostyce obrazowej jest zaprojektowanych ze względu na klasę czułości (szybkości) w stosunku do ekspozycji i stosowaną nomenklaturę na podobnych zasadach jak w systemach SF. Jednak ani „klasa szybkości” ani „klasa

ekspozycji” nie stanowią ekwiwalentu „szybkości” od czułości energetycznej systemów CR i DR.

Wzrost dawki w systemach CR/DR

Okazało się, że wprowadzenie cyfrowych receptorów obrazu zamiast konwencjonalnych systemów SF spowodowało wzrost dawki dla pacjenta, wynikający ze stopniowego wzrostu wartości ekspozycji. Dzieje się tak dlatego, że w systemach cyfrowych wzrost dawki promieniowania zmniejsza szum w obrazach i poprawia jego jakość, a pojemność informacyjna tych systemów pozwala na tego typu działanie (w systemach SF jest to niemożliwe przy ograniczonej pojemności informacyjnej detektora obrazu). Dlatego tak ważne jest, zwłaszcza w badaniach przesiewowych, aby wykwalifikowany personel (fizyk medyczny, inżynier medyczny) monitorował stale w danej pracowni poziomy dawek.

Poszukiwanie zmian patologicznych w obrazach mammograficznych jest z punktu widzenia rozpoznawania obrazu problemem trudnym ze względu na różnorodność charakteru zmian patologicznych, silnie zróżnicowaną jakość obrazów, a przede wszystkim względny charakter samej oceny diagnostycznej (jest to ocena porównawcza, brakuje bezwzględnych kryteriów). Istnienie w tym rodzaju diagnostyki różnych systemów obrazowania, z których każdy charakteryzuje się inną wartością parametrów jakościowych i ilościowych stwarza problem oceny i egzekwowania od producentów właściwej efektywności tych systemów. Jest to jeszcze trudniejsze przy braku umocowania prawnego dla testów kontroli jakości oraz dla wymagań technicznych, zwłaszcza dla systemów cyfrowych akwizycji obrazu. Wydaje się, że jedyną drogą do wprowadzenia skutecznej kontroli systemów obrazowania i eliminowania wzrostu wartości stosowanych ekspozycji jest uprawomocnienie metod pomiarowych, standardu technik radiograficznych dla wykonanych badań mammograficznych oraz opracowanie jednolitego systemu nadzoru. ■

Literatura

1. AAPM REPORT NO. 93, *Acceptance testing and quality control of photo-stimulable storage phosphor imaging systems*.
2. AAPM REPORT NO. 96, *The measurement, reporting and management of radiation dose in CT*.
3. AAPM REPORT NO. 116, *An exposure indicator for digital radiography*.
4. B. Pruszyński: *Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań*, PZWL, Warszawa 2001.
5. R. Kowski, M. Kubasiewicz: *Mammografia – podręcznik zachowania standardów jakości*, Wydawnictwo Lekarskie ACR, Warszawa 2001.
6. G. Panagitis: *Mammographic detectors*, http://www.hep.upatras.gr/class/download/bio_sim_eik/mammographic_detectors.pdf
7. *Practice guidelines for digital radiography*, ACR Practice guideline, 2007 (Res. 42).

dr inż. Dominika Oborska-Kumaszyńska
Zakład Rentgenodiagnostyki i Ultrasonografii,
Dolnośląskie Centrum Onkologii we Wrocławiu
Zakład Radiologii Ogólnej, Zabiegowej i Neuroradiologii,
Akademicki Szpital Kliniczny we Wrocławiu

mgr Sylwia Wiśniewska-Kubka
Instytut Inżynierii Biomedycznej i Pomiarowej, Politechnika Wroclawska