

Bezpieczna mammografia

Preferowaną metodą wczesnego wykrywania raka piersi jest mammografia rentgenowska (często z uzupełniającym badaniem usg). Za pomocą mammografii można wykrywać guzki (masy guzowate) od około 5,0 mm, a zmiany o charakterze mikrozwapnień mniejsze niż 1,0 mm, co pozwala na wykrycie choroby we wczesnym jej etapie, kiedy jeszcze nie można ich zauważyć w procesie samobadania czy podczas badań palpacyjnych wykonywanych przez lekarza.

Szacuje się jednak, że około 60% nowotworów mniejszych niż 1 cm jest wykrywanych tą metodą. Skuteczność mammografii oceniana jest przez lekarzy na około 80% i dlatego nie wykrywa ona około 8-22% szacowanych palpacyjnie nowotworów piersi oraz typowo nie rozróżnia złośliwych od łagodnych zmian patologicznych, stąd w przypadku stwierdzonych obecności nieprawidłowości w obrazie diagnostycznym konieczne jest przeprowadzenie pogłębionej diagnostyki (badanie usg, które umożliwia zróżnicowanie torbieli (cyst) od zwartych mas (guzków) i jest przydatna w przypadku trudności w zlokalizowaniu guzka, co ma miejsce zwłaszcza u młodych kobiet, kiedy tkanka gruczołu piersiowego jest zbyt gęsta aby można było wykonać mammografię lub biopsję, w przypadku konieczności histopatologicznego określenia charakteru zmiany).

Istnieją również kontrowersje dotyczące początkowego wieku i częstotści badań mammograficznych, ponieważ mammografia nie obrazuje poprawnie gęstych piersi, które są charakterystyczne dla większości młodych kobiet oraz piersi z implantami. Zachodzi tu też potencjalne ryzyko kumulowania efektów promieniowania jonizującego i z tego powodu lekarze nie zalecają badań mammograficznych częściej niż co 2 lata oraz dla kobiet poniżej 40. roku życia. Należy jednak pamiętać, że 5% nowotworów piersi rozwija się u kobiet młodszych.

Mimo ograniczonej swoistości i specyficzności mammografia jest metodą, która jest uważana we wszystkich krajach za podstawową i wystarczająco skuteczną w zastosowaniu w badaniach przesiewowych. Wynika to z jej relatywnej prostoty i możliwości szybkiej interpretacji diagnostycznej uzyskanego obrazu. W Polsce statystyki wskazują, że około 90% kobiet, które poddały się badaniom w ramach wczesnego wykrywania raka piersi, ma wyniki bez zmianowe. Z pozostałych 10% około 3-5% musi zostać poddanych badaniom dodatkowym, w celu uściślenia rozpoznania. Większość z nich okazuje się zdrowa. Wśród wykrytych w ten sposób raków około 70-80% rokuje dobrze ze względu na wczesne stadium zaawansowania choroby. Dlatego wydaje się słuszne, aby programy profilaktyczne w nowotworach piersi przy zastosowaniu badań mammograficznych były dalej realizowane.

Podstawą powodzenia takich działań jest zastosowanie właściwej jakości aparatury, przy wysokim poziomie kształcenia personelu medycznego.

Przyczyny błędów w mammografii

Najczęstszymi błędami w badaniu mammograficznym są: błędy obiektywne – gęsty sutek, niejednoznaczna diagnostycznie zmiana (wskazane zastosowanie metod pomocniczych – usg, biopsja); błędy techniczne – m.in. w technice wykonania (np. złe ułożenie lub kompresja piersi podczas badania, zastosowanie niewłaściwych akcesoriów itd.), złe przeprowadzony proces optymalizacji warunków obrazowania, złe wartości parametrów fizycznych i technicznych stosowanej aparatury; błędy interpretacyjne – najczęściej „niezauważenie” zmiany, rzadziej błędna interpretacja.

Błędy obiektywne

Podstawowym czynnikiem obiektywnym, wpływającym na ocenę diagnostyczną mammogramów, jest zróżnicowana struktura piersi u młodych i starszych kobiet. U młodych przeważa tkanka gruczołowa i w ich przypadku interpretacja uzyskanego obrazu jest trudna. Z wiekiem, gdy zaczyna przeważać tkanka tłuszczowa, wszelkie zmiany są lepiej widoczne na obrazach diagnostycznych, ze względu na „różnicę gęstości radiologicznej” między nimi. Czy warto w związku z tym przeprowadzać badania u kobiet poniżej 40. roku życia? U młodych kobiet otrzymuje się od 30% do 80% błędnych „pozytywnych” diagnoz! Ponadto obraz mammograficzny nie pozwala na wykrycie niewielkich mas guzowatych (poniżej 5 mm), ze względu na niewielką różnicę w gęstości w stosunku do tkanki zdrowej i małą różnicę w absorpcji promieniowania, co powoduje brak „wykontrastowania” się zmiany na obrazie.

Błędy techniczne

• Ułożenie pacjentki

Ułożenie pacjentki w czasie ekspozycji oraz odpowiednie uciśnięcie gruczołu sutkowego mają pierwszorzędne znaczenie dla właściwego procesu diagnostyki w mammografii.

W podstawowych badaniach mammograficznych wykonywane są dwie projekcje dla każdej piersi: skośna przyśrodkowo-boczna (MLO) – wykonywana standardowo, uwidacznia cały sutek z dobrze rozłożoną tkanką gruczołową, mięsień piersiowy i fragment tkanki podsutkowej oraz kranio-kaudalna (CC) – wykonywana standardowo jako uzupełnienie projekcji skośnej, dobrze obrazuje część centralną i przyśrodkową sutka, pozwala na dokładniejsze określenie lokalizacji zmian widocznych w projekcji MLO i uwidocznienie całego sutka z dobrze widoczną zagruzołowaną tkanką tłuszczową, brodawkę sutkową, fragmentem mięśnia piersiowego i fałdu przyśrodkowy sutka. Nieuwidocznienie któregośkolwiek z w-w. elementów w wyniku złego ułożenia piersi podczas badania może spowodować błędną ocenę faktycznego stanu klinicznego pacjentki.

Niewłaściwa kompresja badanej piersi z punktu widzenia uzyskiwanego obrazu skutkuje przede wszystkim małym zróżnicowaniem elementów (wzajemne rzutowanie na siebie poszczególnych elementów struktury piersi), nieostrością ruchową, wzrostem udziału promieniowania rozproszonego w tworzeniu obrazu, a w efekcie spadek jego kontrastu. Również skutkiem pośrednim niewłaściwego ucisku piersi jest wzrost otrzymanej dawki gruczołowej. Przy grubszym obiekcie „odcięcie” ekspozycji, determinowane poziomem sygnału zarejestrowanego w komorach systemu automatycznej kontroli ekspozycji, następuje po dłuższym czasie niż w warunkach prawidłowej kompresji.

• Przykładowe parametry techniczne i fizyczne aparatu determinujące jakość obrazowania w mammografii

Geometria wiązki

Jednym z parametrów warunkujących uzyskanie prawidłowego mammogramu jest geometria wiązki promieniowania rtg (rys.1). Wiązka promieniowania, wychodząca z lampy rtg, kształtowana jest układem czterech ruchomych lub nieruchomych przesłon (apertura), a ustawienie wielkości pola jest realizowane w granicach stosowanych formatów detektorów obrazu. Wielkość pola rentgenowskiego symulowana jest układem optycznym, który wyświetla wielkość pola bez zaznaczenia położenia promieniowania centralnego z uwagi

na asymetrię układu geometrycznego wiązki. Asymetria wiązki została wprowadzona z tytułu ochrony pacjentki klatki piersiowej przed dodatkowym napromieniowaniem.

Niewłaściwe uformowanie geometrii wiązki promieniowania X może spowodować w praktyce diagnostycznej:

- w przypadku gdy wiązka rtg „wchodzi” w obszar stolika niezobrazowanie obszaru przyżebowego od strony klatki piersiowej lub w zdjęciach skośnych części pachowej lub obszaru mięśnia podsutkowego i w wyniku „odcięcia” obszaru diagnostycznego na detektorze obrazu utratę informacji diagnostycznej;
- dla wiązki rtg „wychodzącej” poza obszar stolika więcej niż 0,5 cm dodatkowe narażenie pacjentki na promieniowanie jonizujące i zle osłonięcie obszarów niediagnozowanych (np. płuca).

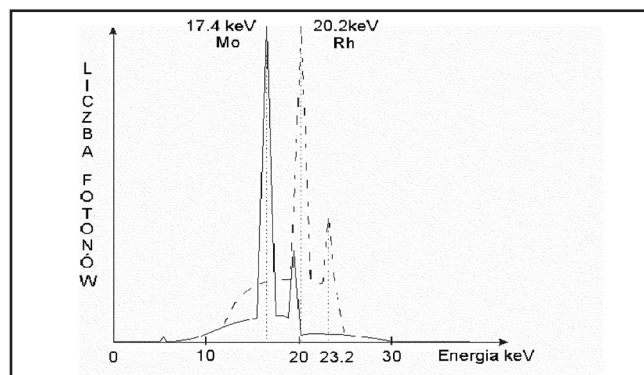
Rozmiar ogniska

Krytycznym parametrem lampy rentgenowskiej w aspekcie jakości obrazowania w mammografii jest wielkość ogniska (w mammografii są stosowane lampy o najmniejszych wielkościach ognisk w radiologii). Wartość tego parametru determinuje rozdzielczość przestrzenną uzyskiwanych obrazów. Wielkości ognisk stosowanych w mammografii wynoszą 0,1 mm (dla zdjęć powiększonych) i 0,3 mm (dla pozostałych zdjęć).

Rozdzielczość przestrzenna jest parametrem określającym zdolność systemu do wykrywania minimalnych obszarów zmian w obrazie (rys. 2). Podstawowym celem mammografii jest wykrywanie niezwykle małych zmian patologicznych w piersiach (mikrozwapnienia na poziomie 0,5 mm) i parametrem określającym zdolność do takiej detekcji jest właśnie rozdzielczość przestrzenna. Osiągana wartość tego parametru kształtuje się na poziomie 12-20 pl/mm (w radiologii klasycznej typowa wartość 4-8 pl/mm).

Widmo promieniowania rtg/HVL

Emisja promieniowania X z każdej lampy rentgenowskiej charakteryzuje się ciągłym widmem energetycznym z nakładającymi się na nim „prążkami” promieniowania charakterystycznego, których położenie zależy od materiału, z którego jest wykonana anoda lampy. W mammografii ustawienie warunków pracy lampy rentgenowskiej odpowiada obszarowi prążków promieniowania charakterystycznego dla molibdenu – 17,4 keV i 19,8 keV. Te warunki dopasowania energetycznego dotyczą mammografii analogowej (detektor obrazu – błona rtg) lub ucyfrowionej (detektor obrazu – płyta CR) i zostały dobrane eksperymentalnie dla ekspozycji dla tzw. standardowych sutków (grubość po kompresji 4,5 cm i średnie

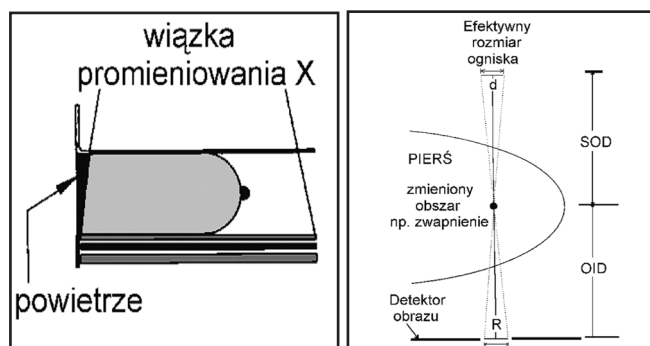


Rys. 3 Widmo energetyczne promieniowania rtg dla lampy z anodą molibdenową i z filtrem dodatkowym molibdenowym i rodowym (wg MEDTECH)

utkanie gruczołowe (50%/50%). Stosowana anoda molibdenowa (lub dwusieczkowa molibdenowo-rodowa wraz z filtrem molibdenowym (lub rodowym, w nielicznych rozwiązaniach technologicznych aluminium), umieszczonym na wyjściu wiązki promieniowania X z lampy rentgenowskiej – gwarantuje warunki pracy filtru odpowiadają punktowi nieciągłości charakterystyki absorpcyjnej dla danego materiału (symulacja promieniowania monoenergetycznego, rys. 3). Wszystkie energie pochodzące od widma ciągłego, a znajdujące się poza obszarem prążków promieniowania charakterystycznego, są bardzo silnie pochłaniane w materiale filtru dodatkowego. Praca w zakresie niskich energii promieniowania X uzyskiwanych w mammografii oraz w zakresie promieniowania charakterystycznego umożliwia uzyskanie wysokiego kontrastu obrazu w diagnostyce struktur o niewielkiej różnicy współczynników osłabiania. Wartość współczynników pochłaniania, jak i różnica współczynników pochłaniania dla różnych struktur piersi i części zmienionych chorobowo maleje wraz ze wzrostem energii promieniowania X. Prowadzi to do spadku kontrastu – stąd wynika stosowanie niskoenergetycznego promieniowania w mammografii (rys. 4).

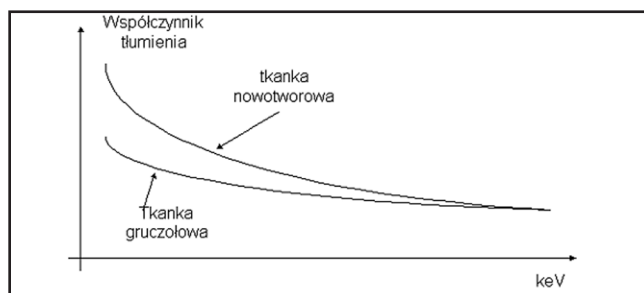
W przypadku sutków grubych (powyżej 6,5 cm po kompresji i z przewagą tkanki gruczołowej – energia odpowiadająca promieniowaniu charakterystycznemu dla molibdenu jest za niska dla uzyskania obrazów o wysokim kontraście. Zwiększanie wysokiego napięcia na lampie (energii) przesuwają widmo ciągłe, nie zmieniając położenia jego prążków. Zwiększa to wprawdzie liczbę informacji w obrazie, ale skutkuje wzrostem promieniowania rozproszonego, a więc obniżeniem kontrastu obrazu i wzrostem dawki otrzymanej przez pacjentkę. W związku z tym przyjęto dwa rozwiązania:

- do produkcji anod użyto materiału o wyższej energii promieniowania charakterystycznego (rod),
- stosuje się jako dodatkowy filtr rodowy (układ: anoda Mo/filtr Rh), co prowadzi do uzyskania wyższych energii promieniowania charakterystycznego, bez znaczącego wzrostu udziału promie-



Rys. 1 Niewłaściwe uformowanie wiązki promieniowania X, w wyniku czego niecała pierś podlega badaniu, tworzy się „martwy” obszar

Rys. 2 Wpływ efektywnego rozmiaru ogniska oraz SOD, OID na rozdzielczość obrazu, d – rozmiar ogniska, R – rozmiar obrazu detalu (wg J. Wiołek, J. Stelter Katedra Elektroniki Medycznej i Ekologicznej, Politechnika Gdańska)



Rys. 4 Zależność współczynnika tłumienia (tym samym kontrastu) od energii promieniowania X (wg MEDTECH)

niowania z zakresu widma ciągłego, a więc uzyskania obrazów mammograficznych o właściwym kontraście przy relatywnie niskiej dawce gruczołowej.

W praktyce dozymetrycznej do określenia jakości (energii) promieniowania X stosuje się wielkości, które charakteryzują widmo, osłabienie i rozproszenie promieniowania X w materii: μ – liniowy współczynnik absorpcji materiału oraz warstwa pochłonna (*half-value layer* – HVL).

System automatycznej kontroli ekspozycji

Aparatura mammograficzna jest wyposażona w zespoły elektroniczne, których praca wspomagana jest zaprogramowanymi układami automatycznej kontroli ekspozycji. Technologicznie zostały w mammografach przyjęte przez producentów różne rozwiązania sterowania czasem ekspozycji (AEC – *Automatic Exposure Control*):

- sterowanie półautomatyczne – technik dokonuje wyboru napięcia na lampie rtg (energii promieniowania rtg), natomiast aparat dobiera wartość natężenia prądu i/lub czas ekspozycji,
- automatycznej optymalizacji kontrastu (ACO – *Automatic Contrast Optimization*) – podczas ekspozycji aparat w sposób dynamiczny dobiera wartość napięcia zasilającego na lampie rtg, od wartości najniższej dostępnej technologicznie na mammografie (niska energia – wysoki kontrast obrazu) i w zależności od szacowanego czasu ekspozycji (a więc i otrzymanej dawki) zaczyna podwyższać wartość tego napięcia, aż do osiągnięcia właściwego czasu ekspozycji, przy spełnieniu warunków nie- przekroczenia zadanego poziomu dawki (odczyt z układu lub pojedynczej komory pomiarowej, znajdującej się poniżej detektora obrazu), oraz uzyskania właściwej gęstości optycznej obrazu; optymalizacji dawki – podczas ekspozycji aparat w sposób dynamiczny dobiera wartość napięcia zasilającego na lampie rtg, od wartości wyższych, np. środka dostępnego technologicznie dla danego mammografu przedziału napięć i w zależności od szacowanego czasu ekspozycji (a więc i otrzymanej dawki) zaczyna podwyższać wartość tego napięcia, aż do osiągnięcia właściwego czasu ekspozycji, przy spełnieniu warunków nie- przekroczenia żądanej dawki oraz uzyskania właściwej gęstości optycznej obrazu,
- optymalizacji kontrastu dawki – jest rozwiązaniem pośrednim dla dwóch powyższych,
- programy kliniczne – na podstawie wstępnych warunków związanych z ułożeniem pacjentki, np. grubości kompresji, aparat dobiera wartość napięcia zasilającego na lampie rtg dla ekspozycji, a czas i/lub natężenie prądu są dobierane na podstawie odczytu z komór,
- dobór ekspozycji w funkcji grubości kompresji piersi – napięcie zasilające na lampie rtg, natężenie prądu i czas ekspozycji SA determinowane nie tylko odczytem z komór pomiarowych układu automatyki, ale także grubością kompresowanej piersi.

Systemy AEC stosowane są we wszystkich mammografach, mają na celu utrzymanie stałego zaszereżenia błony rtg lub właściwego poziomu sygnału docierającego do detektorów obrazu typu CR lub panele cyfrowe dla dowolnych parametrów pracy lampy rtg (wysokie napięcie kV i prąd mA) oraz różnych parametrów sutka (grubość po kompresji i skład tkankowy). Program uwzględnia czułość detektora obrazu. System AEC ma podstawowe znaczenie dla utrzymania standardowych parametrów obrazu, zapobiegając powstawaniu zdjęć prześwietlonych i niedoświetlonych. Działanie systemu realizowane jest przez zmianę wartości napięcia, natężenia prądu i czasu ekspozycji, który sterowany jest prądem komory pomiarowej, umieszczonej w wiązce promieniowania X i znajdującej się pod kasetą z błoną rtg lub płytą CR lub pod panelem. Prąd komory jonizacyjnej

reaguje na zmiany absorpcji promieniowania, spowodowane różną strukturą anatomiczną sutka, przekazując informację do układu skracającego względnie wydłużającego nastawiony czas ekspozycji.

Jak wynika z naszych doświadczeń pomiarowych, większość aparatów mammograficznych w pierwszym pomiarze nie spełnia wymagań rozporządzenia ministra zdrowia dla prawidłowo działającego systemu AEC. Parametrami określającymi w tym rozporządzeniu jakość działania systemu automatycznej kontroli ekspozycji są uzyskiwane rozrzuty gęstości optycznych dla obrazów analogowych (błona rtg) oraz zdolność kompensacji dla różnych warunków ekspozycji (grubość fantomu, powtarzalność, wartość napięcia itd.). Dla systemów ucyfrowionych i cyfrowych przyjętym parametrem jest wartość CNR (*contrast-noise ratio*), ale uregulowań prawnych dla tych systemów obrazowania w Polsce jeszcze nie ma. Uzyskane niekorzystne wyniki z testów specjalistycznych powodują działania inżynierów serwisu w celu optymalizacji działania tego systemu.

Nieprawidłowe działanie systemu AEC sprawia, że uzyskiwane gęstości optyczne dla obrazów (błona rtg) lub wartości sygnałów dla form cyfrowych obrazowania przy różnych warunkach ekspozycji uzyskują wartości odległe od optymalnych dla tej formy obrazowania, co może wpływać w sposób znaczący na wartość diagnostyczną uzyskiwanych obrazów.

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 pośrednim ucyfrowieniem – kasety z płytami CR, czytnik płyt, stacja lekarska z monitorem opisowym;
- Systemy cyfrowe – DDR (płyty z amorficznego krzemu), stacja lekarska z monitorem opisowym.

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 18x24 i 24x30, z jednostronną warstwą emulsji, 2. ekranu wzmacniającego, 3. światłoszczelnej kasety. O prawidłowości działania systemu decyduje nie tylko jakość poszczególnych składników, ale również zgodność wszystkich jego parametrów.

Błona rtg w mammografii jest zbudowana z cienkiej, przezroczystej, elastycznej, lekko niebieskiej folii poliestrowej (podłoże błony rentgenowskiej), cienkiej warstwy emulsji fotograficznej (głównie czuła na światło zielone i słabo na promieniowanie rentgenowskie), pokrytej cienką warstwą ochronną utwardzonej żelatyny. Gdy kwant energii promieniowania rtg lub światła widzialnego (w mammografii zielone lub rzadziej niebieskie) wysłanego przez folie wzmacniające trafia na kryształ soli srebra, wytrąca elektron z anionu lub jonu i zamienia go w atom. Atom ten opuszcza kryształ, a uwolniony elektron zostaje wychwycony przez kation srebra, który także staje się atomem srebra. W ten sposób powstaje w emulsji błony ukryty obraz rentgenowski. Uzyskanie obrazu diagnostycznego odbywa się w procesie wywołania, polegającym na rozłożeniu wszystkich naświetlonych ziaren na metaliczne srebro pod wpływem odpowiednich substancji