Pomiary charakterystyk użytkowych diagnostycznych systemów rentgenowskich – cyfrowe systemy obrazowania

Zalecenia Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej

Niniejszy dokument, jest dokumentem roboczym, opracowanym w ramach prac grupy roboczej PTFM Sekcji Diagnostyki Obrazowej. Celem dokumentu jest opracowanie zaleceń dla testów QA w radiologii cyfrowej. Jako taki nie może podlegać rozpowszechnianiu, jako dokument opisujący metodologię pomiarową oraz jako zalecenia PTFM w w/w zakresie i jako podstawa realizacji pomiarów.

Ze względu na charakter autorski prac oraz zapisów, do czasu opracowania ostatecznej treści rekomendacji PTFM testów QA w radiologii z cyfrową akwizycją obrazu, niniejszy dokument nie może być rozpowszechniany, przekazywany do użytku osób trzecich, delegowany i publikowany bez zgody Prezesa, ZG PTFM i osób uczestniczących w niniejszych pracach:

Dąbrowska-Zielińska Sylwia
Fabiszewska Ewa
Jankowski Piotr
Jędrzejewska Monika
Kuć Jakub
Laska Robert
Lutak Andrzej
Oborska-Kumaszyńska Dominika
Skrzyński Witold
Węckowski Bartosz

Zapisy zaznaczone czerwoną czcionką pozostają do rozwiązania na „consensus meeting”

1) Wstęp

W radiologii nośnikiem informacji diagnostycznej jest obraz, uzyskiwany w wyniku przejścia przez ciało pacjenta i zróżnicowania intensywności wiązki promieniowania rentgenowskiego oraz przetwarzania danych zbieranych na detektorach obrazu. Dominującymi systemami obrazowania we współczesnej rentgenodiagnostyce są systemy oparte na cyfrowej prezentacji obrazu diagnostycznego (systemy CR i DR). Nowe technologie cyfrowe oferują szeroki zakres narzędzi akwizycji, przetwarzania i prezentacji obrazu, szeroki zakres dynamiczny rejestratorów obrazu, duża pojemność informacyjną i szeroki zakres wartości ekspozycji przy zapewnieniu wymaganej jakości obrazu i możliwości postprocessing'u.

Celem niniejszego raportu jest wskazanie metod rutynowej kontroli jakości (QC) w systemach radiografii komputerowej (CR) oraz radiografii cyfrowej (DR). Zalecenia PTFM dostarczają wytyczne dotyczących badań, które powinny być podjęte podczas uruchamiania systemu obrazowania oraz te, które powinny być powtarzane w regularnych odstępach czasu w ramach rutynowych testów kontroli jakości. Przewidziane w niniejszym dokumencie testy pozwalają na charakterystykę systemu obrazowania, ocenę parametrów jakościowych obrazu oraz dawki dostarczanej podczas akwizycji obrazów.

Dokument w zamierzeniu twórców ma formę zaleceń i stanowi pierwszą ich edycję. Dalsze prace nad rozwojem oraz weryfikacją opisanych testów będą trwały i znajdą swoje odbicie w następnych jego edycjach.

2) Systemy obrazowania w rentgenodiagnostyce

Cyfrowe systemy obrazowania w rentgenodiagnostyce bazują na dwóch podstawowych rozwiązaniach technologicznych uzyskiwania informacji diagnostycznej:

1) Systemy z ucyfrowieniem – kasety z płytami obrazowymi CR (Computed Radiography), czytnik płyt, stacja lekarska z monitorami opisowymi.
2) Systemy cyfrowe pośrednie i bezpośrednie (DR i DDR):
   – panel obrazowy pokryty warstwą materiału scyntylacyjnego (np. jodku cezu – CsI - znanego z wykorzystania we wzmacniaczach obrazu), z fotodiodami (Si) i aktywną matrycą TFT (Thin Film Transistor - tranzystor cienkowarstwowy, który jest elektrycznie sterowanym elementem bramkującym) – detektor cyfrowy pośredni,

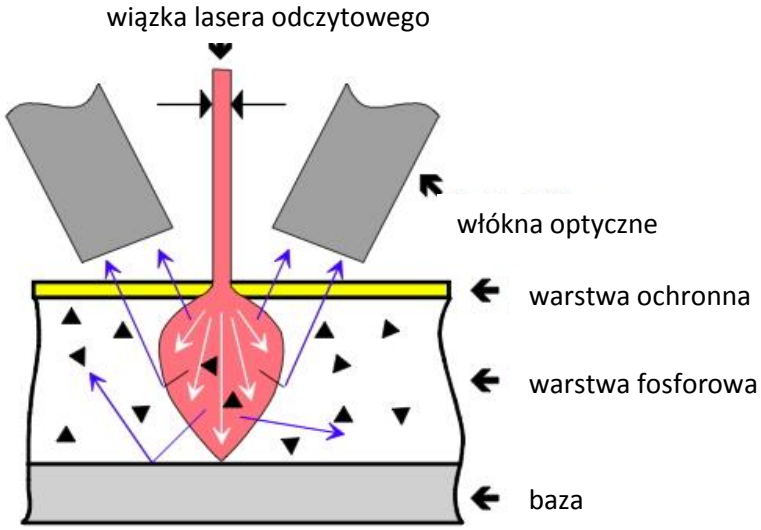
   - kamera CCD – układ optyczny pokryty warstwą scyntylacyjną z umieszczonym przed kamerą CCD (charge-coupled devices) – detektor cyfrowy pośredni,

   - panel obrazowy z fotoprzewodnikami – warstwa amorficznego selenu (Se) z aktywną matrycą TFT – detektor cyfrowy bezpośredni.

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

3) Systemy z ucyfrowieniem CR

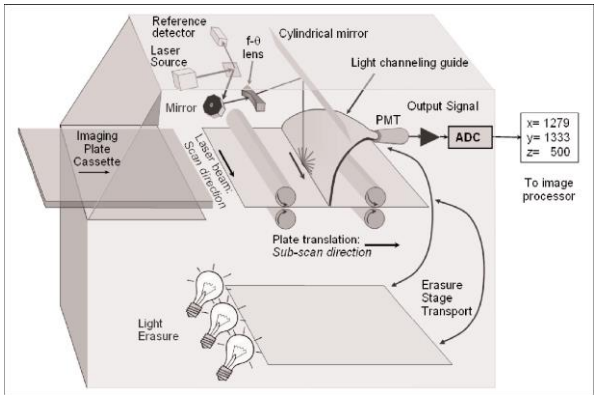
Detektorem obrazowania w radiografii cyfrowej CR jest fosforowa płyta obrazowa, której podstawowym elementem detekcyjnym jest warstwa luminoforu (PSP-photostimulable phosphor imaging system) (Rys.1.). W systemach fosforowych płyt obrazowych, kwanty promieniowania X są absorbowane w warstwie fosforu płyty obrazującej (IP). Zdeponowana energia promieniowania rentgenowskiego w materiale płyt obrazowych jest przechowywana w postaci porcji energii, zlokalizowanych w obszarach metastabilnych (centra f). Podczas ekspozycji wiązką rtg, obraz utajony jest tworzony w warstwie fosforu przez akumulację energii w tych centrach. Odczyt informacji obrazowej z płyt CR opiera się na zjawisku przekazywania energii elektronom znajdującym w stanach metastabilnych (centra f) i na przeniesieniu ich do poziomów energetycznych powodujących wprowadzenie atomów materiału płyty fosforowej w stan wzbudzony. W wyniku powrotu atomów do stanu podstawowego powstaje zjawisko emisji fotonów z zakresu światła widzialnego, która jest rejestrowana przez fotopowielacz. Fotopowielacz przetwarza obraz świetlny na analogowy sygnał elektryczny, który na wyjściu jest zamieniany na sygnał cyfrowy przez przetwornik analogowo-cyfrowy. Następnie surowe wartości sygnałów są wzmacniane i przy użyciu algorytmów matematycznych przetwarzane w procesach segmentacji, przeskalowania oraz filtrowania.



Rys.1. Struktura płyty obrazowej CR.

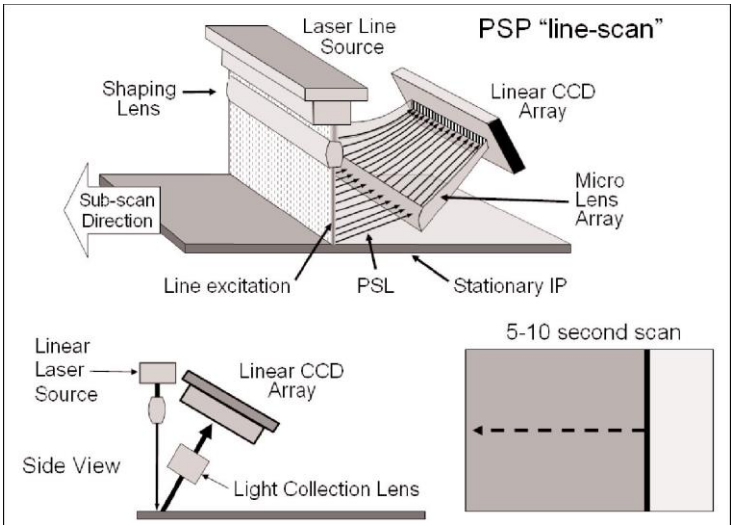
(źródło: http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Digital_Radiography/The_Image_Receptor)

Odczytanie obrazu i przetworzenie do formy diagnostycznej odbywa się w czytniku skanującym płyty obrazowe oraz komputerze sterującym przy stacji opisowej. W przypadku systemu odczytu punktowego w skanerze (Rys.2.), płyta obrazowa jest przesuwana w jednym kierunku, podczas gdy skupiona wiązka promienia laserowego (średnica wiązki 50um-100um) przesuwa się prostopadle do tego kierunku od jednego boku do przeciwległego płyty obrazowej.



Rys.2. Proces odczytu obrazu z płyty obrazowej – system punktowy. (źródło: AAPM Report No 93).

Cała powierzchnia płyty zostaje zeskanowana przez wiązkę lasera, a światło powstałe w procesie fotostymulacji i emitowane 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 60-70s). W nowszych technologicznie czytnikach używane jest liniowe źródło światła laserowego (Rys.3.), co zwiększa szybkość odczytywania informacji (średni czas skanowania to około 5-10s). W takich skanerach odczytujących płyta obrazowa jest nieruchoma a źródło liniowej wiązki promienia laserowego przesuwa się nad jej powierzchnią (Rys.3.).



Rys.3. Proces odczytu obrazu z płyty obrazowej - system liniowy (źródło: AAPM Report No 93).

Po odczytaniu płyty obrazowej, lampa kasująca poprzez naświetlenie światłem widzialnym, o dużej intensywności wiązki, wymazuje obraz rtg i płyta obrazowa jest gotowa do ponownego użycia.

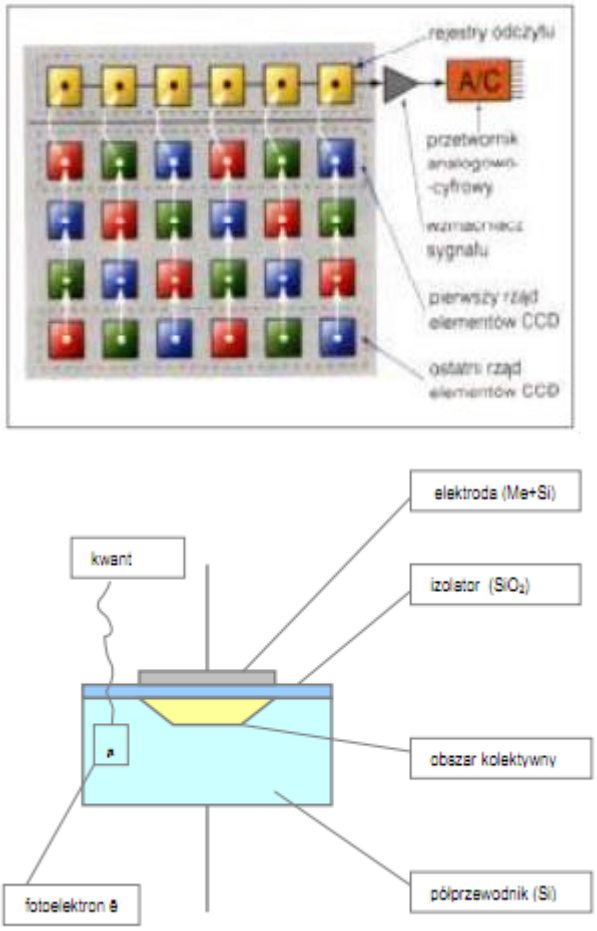
W radiografii cyfrowej w systemach CR występuje niekorzystne dla akwizycji obrazu zjawisko „faddingu", czyli zanikania zarejestrowanego sygnału, toteż istotnym jest czas między ekspozycją płyty obrazowej a jej odczytem w czytniku. Typowy rejestrator obrazu traci około 25% zdeponowanego sygnału pomiędzy 10 minutami a 8 godzinami po ekspozycji.

3) Systemy obrazowania CCD

Detektory w technologii CCD są urządzeniami do rejestracji obrazu, których działanie oparte jest na rejestracji światła emitowanego z luminoforu (Rys.5.). Matryca CCD (Charge Coupled Device – urządzenie ze sprzężeniem ładunkowym) składa się z szeregu elektrod (elementy światłoczułe) osadzonych na półprzewodnikowym podłożu, tworzących matrycę kondensatorów (Rys.4.). Ilość elementów decyduje o rozdzielczości uzyskiwanych obrazów cyfrowych. Napięcie jest dostarczane do każdej z elektrod oddzielnie, co umożliwia stworzenie detektora obrazu z określonym układem pozycyjnym. Kiedy powierzchnia matrycy CCD jest oświetlona emitowanym z luminoforu światłem, uwolnione zostają nośniki, które gromadzą się w kondensatorach. Nośniki te zostają przesunięte w miarowych impulsach elektrycznych oraz zostają "przeliczone" przez obwód, który „wyłapuje" nośniki z każdego elementu światłoczułego, przekazuje je do kondensatorów, mierzy, wzmacnia napięcie i ponownie opróżnia kondensatory. Ilość nośników zebranych w ten sposób w pewnym przedziale czasu zależy od natężenia światła, które jest proporcjonalne do ilości promieniowania jonizującego,

oddziałującego z warstwą luminoforu. W efekcie do każdego elementu światłoczułego dociera informacja o wartości natężenia padającego na nie światła.

Pojedynczy element CCD (złącze MIS) ma budowę warstwową (Rys.6). Warstwy składowe to M – Metal, I – Insulator , S – Semiconductor. Elektroda (M) stanowi górną warstwę złącza MIS i wykonana jest z nieprzezroczystego metalu domieszkowanego krzemem (Me+Si). Elektroda zasłania część powierzchni fotoelementu zmniejszając jego efektywną aperturę, która stanowi o procentowym udziale aktywnej powierzchni fotoelementu w stosunku do jego powierzchni całkowitej.



Rys.4. Schemat budowy matrycy CCD i budowa pojedynczego elementu CCD (źródło: http://www.fotospokojna.com/linki/www_cyfra/matryce.pdf)

Zadaniem dodatniej elektrody jest utrzymywanie wygenerowanych podczas naświetlania elektronów w obszarze fotoelementu (Rys.4. - obszar kolektywny). Zapobiega to zjawisku „bloomingu", polegającemu na „rozmyciu się" ładunku na sąsiednie elementy. Efekt ten dotyczy stanu nasycenia komórki detektora, której przepełnienie powoduje odpływ zgromadzonego ładunku do komórek sąsiednich. Poniżej dodatniej elektrody znajduje się warstwa półprzezroczystego

izolatora (I) wykonanego z dwutlenku krzemu (SiO2). Zadaniem izolatora jest zapobieganie niekontrolowanemu odpływowi ładunków do elektrody. Elementem światłoczułym złącza MIS jest dolna warstwa krzemowego półprzewodnika (Si). Ilość nośników prądu, uwolnionych w wyniku oddziaływania światła z warstwą półprzewodnika, jest wprost proporcjonalna do ilości (natężenia i czasu działania) padającego światła. Odczyt zgromadzonych w fotoelementach matrycy ładunków odbywa się sekwencyjnie. Wzdłuż każdej kolumny matrycy znajduje się kanał CCD, którym ładunki wędrują do rejestrów odczytu. Elektrony z pierwszego wiersza sensorów przesyłane są do rejestrów odczytu, a następnie do wzmacniacza sygnału i przetwornika analogowo-cyfrowego, gdzie sygnał prądowy zostaje zdygitalizowany i zapisany na nośniku pamięci.

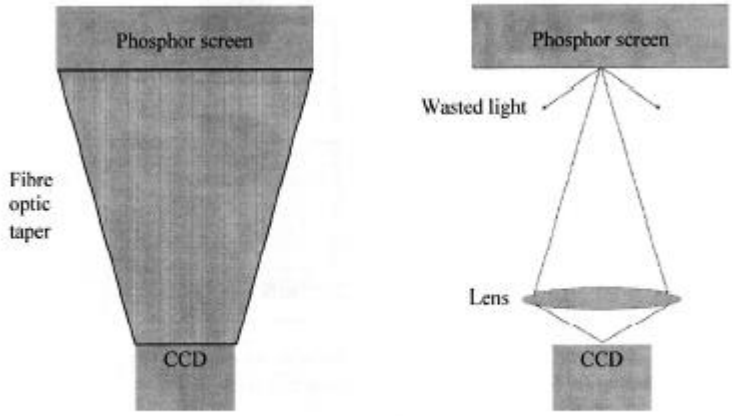


Figure 2.6 A phosphor coupled to CCD with a fibre optic taper (left), and a lens (right)

Rys. 5. Detektor obrazu oparty na technologii CCD (źródło: IPEM, report no 32 part VII).

4) Systemy cyfrowe o pośrednim i bezpośrednim przetwarzaniu sygnału

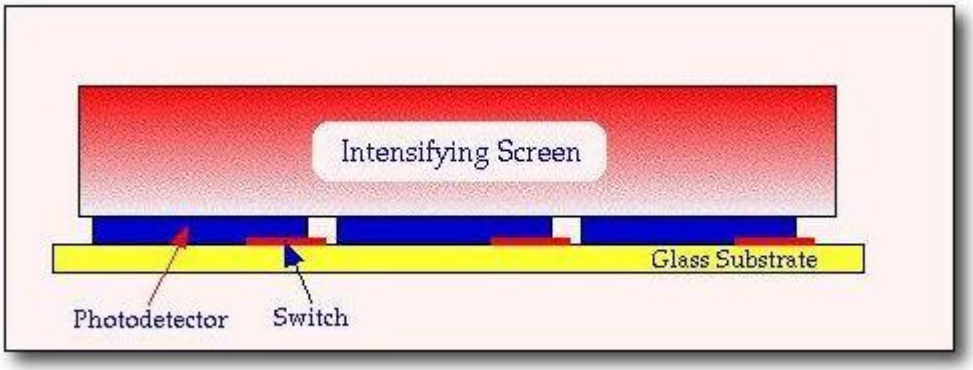
W przypadku radiografii z cyfrowymi detektorami obrazu (Rys.6., Rys.7.), najczęstszym rozwiązaniem są panele zbudowane na amorficznym krzemie lub selenie (pośrednie systemy cyfrowe) oraz panele zbudowane na matrycy wykonanej z elektrod oddzielonych warstwą izolatora oraz elementów aktywnych np. tranzystorów cienkowarstwowych.

Bazą dla pośrednich systemów cyfrowych są detektory, które składają się z fotoprzewodników takich, jak amorficzny krzem lub selen. Warstwa detektora krzemowego zawiera matrycę receptorów, przy czym każdy z tych receptorów posiada 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. Warstwa krzemu, który nie jest wystarczająco czuły na promieniowanie X o energiach używanych w diagnostyce obrazowej, jest pokryta materiałem scyntylacyjnym, np. jodkiem cezu (CsI). Materiał scyntylacyjny jest zbudowany z kryształów o igłowej strukturze, co pozwala na stworzenie systemu obrazowania o dobrej rozdzielczości ze względu na małe boczne rozproszenie światła.

Grubość kryształu CsI przy strukturze igłowej może być dobierana do wymaganej czułości systemu 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.

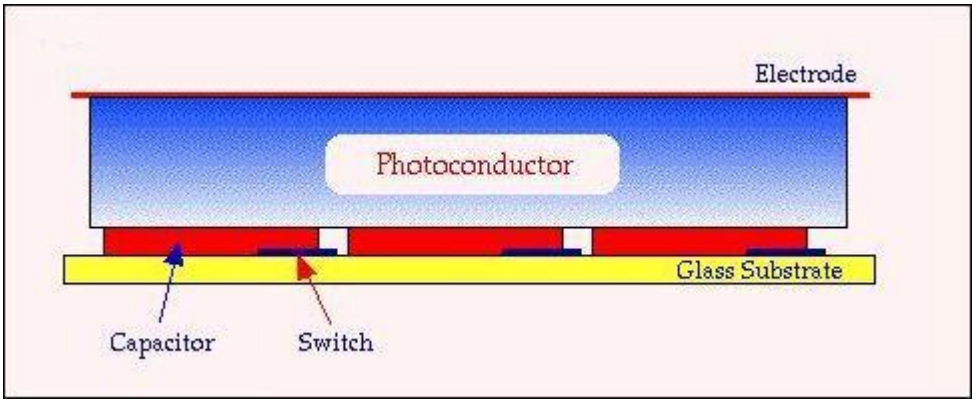
Detektor w bezpośrednim cyfrowym systemie obrazowania jest zbudowany z fotoprzewodników o dużej liczbie atomowej (np. Se albo PbI_2), które pokrywają aktywny obszar macierzy. Tworzy to warstwę fotopółprzewodnikową, która bezpośrednio przetwarza oddziaływania promieniowania X z detektorem na nośniki ładunku, dryfującego do elektrod zbierających. 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 detektora. Wyprodukowany pod wpływem promieniowania X ładunek elektryczny jest zbierany w pojedynczej elektrodzie i udział bocznego rozpraszania (dyfuzji) w kształtowaniu obrazu nie jest znaczący. Ponadto, wydajność absorpcji detektora jest sterowana odpowiednim doborem materiału fotoprzewodników, kalibracją i grubością warstwy elementów pojemnościowych.

Aktywna macierz TFT składa się z M x N pikseli. Każdy piksel ma trzy podstawowe elementy: przełącznik TFT, elektroda piksela i kondensator. Macierz jest określana przez szerokość piksela (a), szerokość zbioru pikseli (a_{coll}) i odległość między pikselami (pitch) (d).



Rys.6. Przekrój cyfrowego panelu obrazowego z pośrednią akwizycją sygnału.

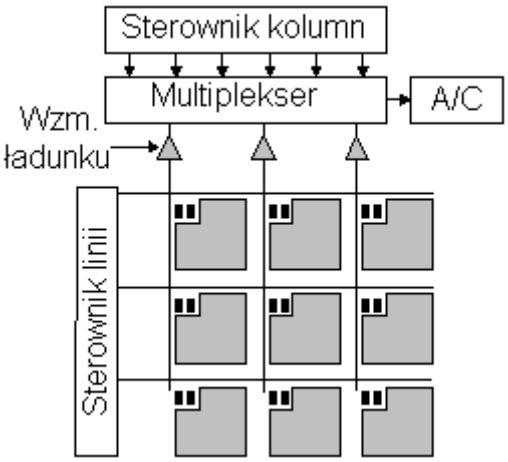
(źródło: http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Digital_Radiography/The_Image_Receptor)



Rys.7. Przekrój cyfrowego panelu obrazowego z bezpośrednią akwizycją sygnału.

(źródło: http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Digital_Radiography/The_Image_Receptor)

Elementy TFT pełnią rolę przełączników indywidualnie dla każdego piksela i kontrolują ładunek. Każda linia pikseli przy odczycie jest elektronicznie aktywowana jednoczasowo. Zwykle wszystkie elementy TFT są wyłączone, pozwalając ładunkom gromadzić się na elektrodach pikseli. Każdy TFT ma trzy elektryczne elementy: bramka (G) do kontroli stanu " włączony" albo " wyłączony" TFT, kanał (D) łączący elektrody piksela i kondensatora piksela oraz źródło (S) podłączone do wspólnej linii przesyłu danych. Kiedy jest aktywowana linia bramek, wszystkie elementy TFT w tym rzędzie są włączane i z linii danych jest odczytywany ładunek zebrany na elektrodach. Równoległe dane są multipleksowane do seryjnych danych, podlegają dyskretyzacji i przesyłane są do komputera w celu utworzenia obrazu (Rys.8.).



Rys.8. Budowa matrycy detektorów obrazowych i sposób sterowania odczytem

(źródło: http://astrophysics.fic.uni.lodz.pl/medtech/).

4) Czynniki determinujące jakość obrazu

- Wydajność detekcji - wydajność kwantowa jest określona przez grubość, gęstość i budowę (skład) absorbera (detektora obrazu).
- Zakres dynamiczny - jest stosunkiem największych i najmniejszych wejściowych intensywności, które mogą zostać zobrazowane przez system obrazujący. Najmniejsza przydatna z punktu widzenia obrazowania intensywność jest określona przez poziom szumu systemu, natomiast największa intensywność jest określona poziomem nasycenia detektora.
- Próbkowanie przestrzenne - wszystkie detektory cyfrowe próbkują na wejściu ciągle zmieniający się strumień promieniowania X, w dyskretnych miejscach, rozdzielonych odstępami („pitch"). W systemach CR, odstęp między próbkami stanowi odległość między sąsiednimi pozycjami wiązki laserowej podczas odczytywania informacji z płyty obrazowej. W systemach DR, "pitch" jest odległością od środka do środka przestrzeni między elementami detekcyjnymi. Częstość przestrzenna, dla której zachodzi próbkowanie, determinuje zdolność systemu cyfrowego do zobrazowania wysokich częstotliwości fluktuacji w strumieniu wiązki promieniowania X. Jeżeli oddziaływanie strumienia promieniowania rentgenowskiego z receptorem zawiera informację o częstościach wyższych niż częstość Nyquista i funkcja modulacji przetwarzania informacji (MTF) przed próbkowaniem nie jest zanikająca dla tych częstości, to dla niskiej częstości mogą występować w obrazie fałszywe sygnały.
- MTF – Modulation Transfer Function - Funkcja MTF to odpowiedź systemu obrazowania wyrażona w zależności od częstości przestrzennej - inaczej jest to zależność kontrastu od częstości przestrzennej w stosunku do kontrastu dla niskich częstości (czyli tam gdzie sygnał jest wyraźny). Częstość przestrzenna jest wyrażana w cyklach na piksel lub parach linii na milimetr. Wysokie częstości przestrzenne odpowiadają rozpoznawalności dużej ilości szczegółów. MTF jest determinowana wielkością piksela oraz odległością między środkami sąsiadujących pikseli („pixel pitch")

$$MTF(u) = \sin(2\pi\Delta xu)$$

gdzie:

Δx – pixel pitch,

u – częstotliwośc 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), efektywną powierzchnię detektora określoną wielkością apertury, ruch pacjenta w stosunku do źródła promieniowania X, detektor obrazu, grubość elementów detektora obrazu, ekran, grubość kryształu CsI oraz gęstość odczytu informacji obrazowej.
- Szum - można zdefiniować jako fluktuacje w obrazie, nie odpowiadające różnicom w pochłanianiu promieniowania X przez obrazowane obiekty. Miara szumu może zostać określona przez szacowanie spektrum mocy szumu (NPS), który charakteryzuje zależność częstości przestrzennej i szumu. Szum w obrazie jest zdominowany przez szum kwantowy powstały w wyniku fluktuacji promieniowania X oraz digitalizacji informacji w przypadku

systemów cyfrowych. Wszystkie receptory obrazu zawierają wewnętrzne źródła szumu np. szum elektroniczny. Wewnętrzny szum detektora, który ma ustaloną korelację w zależności od miejsca na receptorze, jest spowodowany wydajnością detekcji światła zależną od pozycji w czytnikach płyt CR i różnice w wzmocnieniach przedwzmacniacza w systemach DR. Jedną z zalet obrazowania cyfrowego jest możliwość cyfrowego eliminowania wewnętrznego szumu detektora obrazu w „post-processing'u". Degradację obrazu w radiografii determinuje również rozpraszanie promieniowania, które stanowi jeszcze jedno źródło szumu i wpływa na redukcję kontrastu obrazu.

- Rozdzielczość kontrastu - odnosi się do wartości różnicy sygnału na obrazie między strukturą badaną a jej otoczeniem i jest wynikiem różnic w pochłanianiu promieniowania X przez badany obiekt. Jest to wyrażane jako względna różnica jasności między odpowiednimi obszarami w cyfrowym obrazie pokazanym na monitorze diagnostycznym. Radiograficzny kontrast jest determinowany kontrastem obiektu oraz wrażliwością receptora. Jest silnie zależny od spektrum energii promieniowania rtg i obecności promieniowania rozproszonego. W obrazowaniu cyfrowym kontrast w obrazie może być również zmieniany przez ustawienie parametrów wizualizacji, niezależnych od warunków akwizycji.
- Ilościowa wydajność detekcji (DQE) jest parametrem opisującym receptor obrazu, ze względu na jego wydajność detekcji promieniowania, rozdzielczość przestrzenną i szum. DQE opisuje względną wydajność utrzymywania poziomu SNR (stosunek wielkości sygnału obrazu do szumu), możliwego do uzyskania w procesie obrazowania i jest zdefiniowany jako SNR^2_{out}/SNR^2_{in}, gdzie SNR^2_{in} jest SNR oddziaływania ekspozycji na receptorze i numerycznie równy do wejściowego strumienia. W ten sposób, DQE może być wyrażony wydajnością przenoszenia SNR przez system, którego skuteczność przekłada się na jakość detekcji i akwizycji obrazu.

6) Kontrola jakości systemów z cyfrowymi formami obrazowania

Informacja zawarta w medycznym obrazie diagnostycznym determinuje podejmowane decyzje kliniczne. Bezdyskusyjnym wydaje się konieczność prowadzenia kontroli dla tych systemów z ocena parametrów determinujących jakość uzyskiwanej informacji obrazowej. W zależności od rodzaju systemu i przyjętych rozwiązań technologicznej ocenie tej są poddawane różne parametry, określające zarówno wydajność systemu jak i jego zdolność do właściwego przetwarzania rejestrowanych sygnałów:

- w radiografii CR: szum (SNR), jednorodność, kratka przeciwrozproszeniowa, efektywność czyszczenia płyty obrazowej, rozdzielczość wysoko- i niskokontrastowa, uszkodzone piksele, jednorodna czułość płyt, zjawisko „fadding'u", przepustowość informacyjna płyty fosforowej, liniowość i automatyczna odpowiedź systemu
- radiografia DR: ocena szumu (SNR), jednorodność detektora, DQE, rozdzielczość wysoko- i niskokontrastowa, kratka przeciwrozproszeniowa, resetowanie detektora DR, uszkodzone piksele, liniowość i automatyczna odpowiedź systemu,

Wstępne przetwarzanie obrazu (pre-processing)

Surowy obraz stworzony przez system cyfrowy jest obrazem, który nie posiada wartości diagnostycznej. Jest to spowodowane przez szeroki zakres dynamiki oraz obecność niejednorodności

poszczególnych elementów detekcyjnych rejestratora obrazu. Dlatego wstępne przetwarzanie surowego obrazu jest związane z kompensacją artefaktów pochodzących od detektora obrazu.

W systemach cyfrowych (DR) detektory nie są jednorodne z punktu widzenia działania poszczególnych elementów, ze względu na różnice we wzmocnieniu rejestrowanego sygnału, offset, obecność uszkodzonych pikseli („bad pixel"). Niejednorodność detektora stanowi źródło szumu w obrazie, a w niektórych przypadkach również geometrycznych zniekształceń. Niejednorodności w obrazie można zniwelować poprzez zastosowanie odpowiednich procesów korekcyjnych:

- offset – „ciemny prąd" - generowany prze elementy elektroniczne jako dodatkowy ładunek, który bez zastosowania mapy korekcji offsetu dodawałby się do wartości ładunku, powstałego w wyniku oddziaływania promieniowania X z detektorem. Korekcyjna mapa offsetu jest tworzona przez zapis sygnału dla obrazu powstałego bez udziału promieniowania X (czarny/ciemny obraz).

- wzmocnienie – różnice wzmocnień dla poszczególnym elementów detektora wynikają z różnic w grubości elementów fosforowych, czułości tych elementów i różnic wzmacniaczy. Efekt ten nie może przenosić się na obraz diagnostyczny, dlatego stosuje się mapę korekcji wzmocnień. Mapę korekcji wzmocnień uzyskuje się jako wynik uśrednienia kilku płaskich obrazów uzyskanych w wyniku ekspozycji detektora jednorodną wiązka promieniowania X. Aby uzyskać jednolity sygnał z powierzchni całego detektora, zarejestrowane wartości sygnałów dla poszczególnych jego elementów sa dzielone przez wartości znajdujące się w mapie korekcji wzmocnień.

- uszkodzone piksele – cyfrowy detektor obrazu może mieć uszkodzone lub niedziałające elementy detekcyjne zarówno jako pojedyncze, jak i całe linie tych elementów. Efekt obecności nieprawidłowo pracujących elementów musi być skorygowany i w tym celu jest tworzona mapa korekcji („bad pixel map"). Dzięki niej martwe obszary obrazowania mogą być usunięte z obrazu diagnostycznego oraz skompensowane przez przypisanie wartości piksela jako średniej lub mediany sygnału z pikseli sąsiadujących.

- zniekształcenia geometryczne – dla większości systemów cyfrowych, systemy obrazowania nie tworzą przestrzennych zniekształceń w obrazach diagnostycznych. Jednak przypadku detektorów opartych na technologii CCD, wykorzystujących w tworzeniu obrazu jedna lub więcej soczewek, obraz wynikowy będzie zniekształcony. Podczas kalibracji urządzenia powinna zostać zmierzona wartość zniekształcenia spowodowana przez soczewki i powinna być wprowadzona stała korekcja dla każdego obrazu.

W przypadku systemów CR wprawdzie jest ta sama struktura szumów jak w systemach DR, ale w przypadku tych pierwszych nie ma możliwości zastosowania tej samej korekcji wzmocnień dla wszystkich obrazów. Jest to spowodowane trudnościami związanymi z rejestracją każdego obrazu z mapa korekcji. Niektórzy producenci wprowadzili korekcję zgodnie z kierunkiem skanowania, uwzgledniającą różnice w deponowaniu światła wzdłuż tej osi. Również wprowadzana jest macierz korekcji dla ciemnego obrazu (obraz powstały bez sygnału zewnętrznego z promieniowania X), która pozwala na skompensowanie niejednorodności ciemnego obrazu i powstających pasów w kierunku równoległym do skanowania, wynikających z różnic w czułości fotopowielaczy.

Przetwarzanie obrazu diagnostycznego (post-processing)

Wyżej opisany proces wstępnej obróbki obrazu jest używany do korekcji charakterystyki detektorów. Dalsza obróbka obrazu jest stosowana do tworzenia obrazu gotowego do prezentacji i o cechach pozwalających na przeprowadzenie jego klinicznej oceny. Jest to związane z identyfikacją kolimacji oraz procesem przetwarzania częstotliwości przestrzennej i skali szarości. Proces przetwarzania w zakresie częstotliwości (np. korekcja ze względu na obacność szumów, wzmocnienie krawędzi i nakładanie siatki obrazowania) jest standardowym narzędziem stosowanym w podwyższaniu jakości obrazu.

Również w procesie przetwarzania obrazu diagnostycznego jest realizowana transformacja wartości pikseli do nowych wartości cyfrowych – LUT („a look-up table"). LUT ma zastosowanie głównie w dwóch przypadkach:

- detektor cyfrowy zwykle ma dużo szerszy zakres dynamiczny niż zakres uzyskiwanych intensywności w obrazie klinicznym, dlatego LUT jest używany do ekstrahowania zakresu pracy detektora do sygnału klinicznego i jego dopasowania do wyświetlanej skali szarości,

- LUT jest używany wzmacniania kontrastu między klinicznie stosowanymi wartościami piksela. W zastosowaniach klinicznych może być bardziej przydatna nieliniowa funkcja LUT – najbardziej powszechna jest krzywa korekcji w kształcie litery S (podobna do krzywej odpowiedzi dla obrazowania z filmem radiograficznym – krzywa sensytometryczna).

LUT także przeskalowuje wartości pikseli do wartości bliskich referencyjnym, co czasem może powodować utratę informacji między dawką otrzymaną przez detektor i wartościami skali szarości (dlatego ocenę tej zależności przeprowadza się na obrazach po pre-processing'u).

Przetwarzanie obrazu a kontrola jakości

Obróbka obrazu może wpływać na analizę parametrów i wyniki QC. Dlatego, jeżeli jest to tylko możliwe, podczas przeprowadzania testów jakościowych dla detektorów cyfrowych, powinno się używać nie przetworzonych lub minimalnie przetworzonych obrazów. W innym przypadku, obraz powinien być przetworzony w sposób stały i powtarzalny. Proces obróbki obrazu do jego postaci klinicznej, może wpływać niekorzystnie na wyniki testów, na przykład poprzez wprowadzenie nowych artefaktów. Zwykle, tylko wstępna korekcja może być stosowana dla obrazów testowych, zwłaszcza że ilościowa ocena obrazu wymaga, aby system obrazowania zachowywał się w sposób liniowy w stosunku do ilości promieniowania, które oddziałuje z detektorem.

2. Ogólne wymagania dla warunków oceny jakościowej cyfrowych detektorów obrazowych:

1) podczas przeprowadzania testów jakościowych dla detektorów cyfrowych, powinno używać się nie skorygowane (raw data) lub minimalnie skorygowane obrazy,
2) w przypadku testów podstawowych oraz braku dostępu użytkownika do w/w formy akwizycji i prezentacji obrazów, obraz powinien być przetworzony w sposób stały i powtarzalny w celu oceny niezmienności badanych parametrów,
3) **Warunki ekspozycji standardowej dla testów jakości cyfrowych systemów obrazowania**
   - wysokie napięcie 70 kVp dla filtra dodatkowego 25 mm Al lub
   - wysokie napięcie 75 kVp dla filtra dodatkowego 1,5 mm Cu
   - zakres wartości kermy powietrznej do wyznaczenia charakterystyki systemu obrazowania 0,25uGy do 20uGy.

   UWAGA: warunki zalecane przez producenta:
   - AGFA – 75kVp, filtr dodatkowy 1,7mmCu, ekspozycja 2x10uGy z obrotem płyty obrazowej CR między ekspozycjami, FFD=150cm, IgM=1.96 @ Kcal = 2.5uGy (speed class 200)
   - KODAK – 80kVp, filtr dodatkowy 1,0mmAl+0,5mmCu (filtr miedziany bliżej lampy rtg), EI = 2000 @ Kcal = 1mR, FFD=180cm
   - FUJI i KONICA - 80kVp, filtr dodatkowy – bez filtracji dodatkowej, całkowita filtracja 3.0mm, S=200 @ Kcal = 1mR, FFD=150cm
4) w przypadku płyt obrazowych CR, w czasie testów określających charakterystykę systemu obrazowania, należy umieszczać gumę ołowianą lub ołowiany fartuch ochronny pod płytą obrazową (zmniejszenie wpływu promieniowania rozproszonego),
5) **zalecane jest aby w pracowniach była oddzielna kaseta testowa, nie używana kliniczne, do oceny niezmienności ustawień systemu rtg oraz jako kaseta referencyjna dla pozostałych płyt obrazowych (ocena destrukcji/procesu starzenia płyt obrazowych używanych klinicznie)**
6) ROI - zalecany wymiar ROI 2 x 2 cm^2.

3. Parametry. Metodologia pomiarowa.

1. **Charakterystyka transferu sygnału - pomiar współczynników zależności zdolności transferu sygnału (STP – signal transfer properties) i DDI (zależności między dawką otrzymaną przez detektor obrazu a wartością piksela na uzyskanym obrazie) (rekomendowany jako test specjalistyczny po kalibracji)**

Cel testu: wyznaczenie charakterystyki detektora obrazowego w funkcji ekspozycji (kermy)/w funkcji DDI,

Tab.1.
Zależność dla standardowych warunków ekspozycji (70KVp, 1 mm Cu filtra dodatkowego) (źródło: IPEM report no 32 part 7)

	AGFA	FUJI	KODAK	KONICA
DDI dla 10uGy	1375	81	2160	88
zależność między DDI i DAK	$SAL = 400K^{0,5}$	$S=692K^{-1}$	EI=412ln(K)+1170	$S=960K^{-1}$
STP	PV= 533lnK+1650	PV=138lnK+152	PV=422lnK+1180	PV= -451lnk+2840

PV – wartość piksela

Zależność dla standardowych warunków ekspozycji (75KVp, 1,5 mm Cu filtra dodatkowego, FSD ok. 150 cm) (źródło: AGFA, Testy akceptacyjne dla systemów CR)

	AGFA	AGFA	AGFA
DDI dla 10uGy +/- 5%	NX < 2.0 (12 bit)	NX > 2.0 (15 bit)	NX > 2.0 (16 bit)
wartość piksela PVI_{lognom}	$SAL_{nom} = \sqrt{1800^2 * (D_N/D_M)}$	$PVI_{lognom} = PVI_{logM} + 10000 * \log(D_N/D_M)$	$PVI_{lognom} = PVI_{logM} + 10000 * \log(D_N/D_M)$

PVI_{lognom} – nominalna średnia wartość piksela (PVI_{log} przy dawce 20 uGy)
PVI_{lognom} – zmierzona średnia wartość piksela)
D_N – dawka nominalna = 20 uGy
D_M – dawka zmierzona [uGy]

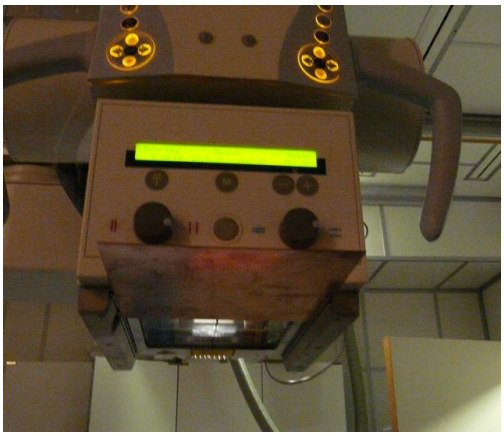
Tab.2. Diagnostyczne spektrum energetyczne wiązki promieniowania X rekomendowane przez IEC (źródło: IPEM report no 32 part 7).

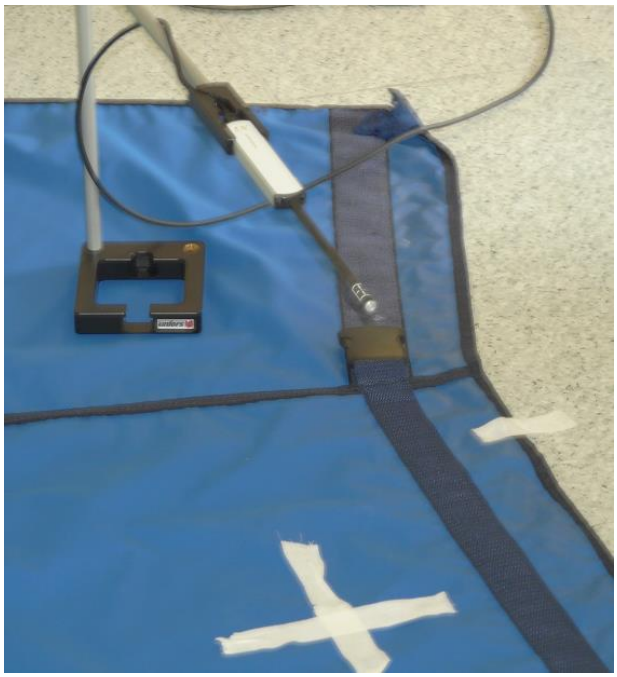
Standardowa jakość promieniowania	Filtr dodatkowy Al (mm)	Aproksymowane kV	HVL (mm Al.)	$SNR^2_{in_Q}$ na jednostkę kermy powietrznej ($mm^{-2}uGy^{-1}$)
RQA3	10	50	4.0	21 759
RQA5	21	70	7.1	30 174
RQA7	30	90	9.1	32 362
RQA9	40	120	11.5	31 077

Przyrządy pomiarowe:
1. detektor obrazu CR/DR,
2. miernik DAK

Warunki ekspozycji:
1. wysokie napięcie 70 kVp dla filtra dodatkowego 25 mm Al lub
   wysokie napięcie 75 kVp dla filtra dodatkowego 1,5 mm Cu
1. FFD > 150cm, zalecane więcej niż 180 cm,
2. zakres mAs taki, aby DAK był co najmniej w zakresie 0.25-20.0 uGy, dobór manualny ekspozycji.

Realizacja pomiaru:
1. położyć detektor DAK w odległości FFD > 150cm (optymalnie więcej niż 180 cm), na gumie ołowianej w celu zminimalizowania efektu rozproszenia wstecznego i jego wpływu na pomiar / umieścić komorę jonizacyjną w odległości > 150cm, zachowując jednocześnie jej odległość od podłoża > 20cm,
2. ograniczyć pole wiązki promieniowania do rozmiarów nieznacznie większych od wymiarów detektora, aby uniknąć wpływ efektu półcienia (warunki wąskiej wiązki),
3. ekspozycje należy wykonać w zadanych warunkach (w warunkach standardowych- energia i filtracja dodatkowa) dla DAK wynoszącego od około 0.25 uGy i do nie mniej niż 20 uGy na powierzchni detektora obrazu,
4. wykonać pomiary DAK w odległości detektora obrazowego,
5. zarejestrować wartości zmierzonych dawek dla ustawionych mAs,





6. położyć płytę CR na gumie ołowianej w celu uniknięcia wpływu rozproszenia wstecznego (duży wpływ na uzyskaną informacje obrazową, ze względu na dużą sensytywność płyt obrazowych na rejestrację niskoenergetycznego promieniowania pochodzącego z frakcji rozproszonej – krawędź K około 50keV)/ustawić panel obrazowy w pozycji diagnostycznej,
7. płytę CR/panel obrazowy ustawić na zadanej odległości FFD,
8. na gumie ołowianej (fartuchu) zaznaczyć (np. plastrem) położenie kasety, tak aby w kolejnych ekspozycjach położenie kasety było odtwarzalne,
9. ustawić rozmiar pola promieniowania większy niż rozmiar testowanej płyty obrazowej/obszaru diagnostycznego panelu obrazowego, aby obszar półcienia znajdował się poza obszarem detektora obrazu,
10. wykonać ekspozycje dla płyty CR/panelu obrazowego w warunkach jak powyżej,

11. ekspozycję wykonać podwójnie dla płyty CR (jedna kaseta w pomiarze) w dwóch pozycjach odwróconych względem siebie w płaszczyźnie horyzontalnej o 180 stopni (zmniejszenie „Heel" efektu i niejednorodności pola rtg), długa oś kasety prostopadła do osi A-K/dla panelu obrazowego wykonać ekspozycję pojedynczą,
12. odczytać płytę obrazową/panel obrazowy po 1 minucie od ekspozycji (przy odczytywaniu płyt należy stosować polecany przez producenta format odczytu surowych danych (Agfa: System Diagnostic/Flat Field 200; Fuji: QC/TEST / Fizyka/ Zakres Dynamiki),

Analiza wyników pomiaru:

1. ocenę STP wykonać na podstawie pomiaru/odczytu wartości piksela (PV – pixel value) dla obrazu po wstępnym procesie przetwarzania („pre-processing") (ten rodzaj obrazu jest dostępny dla większości cyfrowych systemów obrazowania i najczęściej otrzymuje nazwę „RAW", „For processing" lub „Flat Field") / piksel value = f (kerma powietrzna, zmierzona na wejściu tego detektora),
2. na uzyskanych obrazach odczytać średnią wartość piksela w obszarze ROI o wymiarach około 2x2 cm^2 w centrum płyty obrazowej,
3. wartości zmierzonych parametrów umieścić na wykresie zależności średniej wartości piksela w funkcji DAK (w przypadku systemów CR wykonywać analizę trendów dla wartości mierzonych parametrów (zwłaszcza dla układów logarytmiczno-liniowych), odnosząc się w tej ocenie do wartości z testów bazowych - wartości wskaźnika dawki detektora należy przeliczyć na liniowaną wartość DDI (DAK_{DDI})),
4. przeprowadzić inwersję funkcji STP (właściwa dla rodzaju zależności odpowiedzi detektora od otrzymanej dawki promieniowania linearyzacja systemów o nieliniowej odpowiedzi),
5. dla systemów nieliniowych IEC (Electrotechnical Commission) zaleca, aby stosunek między otrzymanymi dawkami w kolejnych obrazach nie był większy niż 1,26,
6. do wykreślenia charakterystyki STP przyjąć pomiary DAK pomnożone przez 2 dla płyt CR.
7. wykreślić zależność wartości piksela od wartość DAK (pomiar określa charakterystykę odpowiedzi detektora, pozwalającą również określić warunki pozostałych pomiarów).
8. wykreślić linię trendu wraz z wyznaczeniem współczynnika regresji liniowej R^2.

UWAGA 1: STP określa zależność między kermą powietrzną detektora (DAK) a wartością pikseli i DDI.

UWAGA 2: dla detektora DR, aby dokładnie określić DAK, najlepszym byłoby, aby pomiary odbywały się bez kratki przeciwrozproszeniowej.

UWAGA 3: Pomiar wskaźnika DDI - kontrola krótkoterminowej stabilności i długoterminowej zgodności parametrów systemu z wartościami bazowymi - dla tego testu należy przyjąć zadane warunki ekspozycji przy stałej wartości DAK (IPEM zaleca około 10uGy lub inną dawkę z zakresu stosowanego klinicznie),

UWAGA 4: Spektrum energetyczne zalecane przez IEC coraz częściej ma zastosowanie jako standard jakościowy wiązki promieniowania w pomiarach MTF i NPS (Tab.2. W przypadku pomiarów rutynowych dla wszystkich systemów zalecane jest zastosowane jednolitych warunków pomiaru MTF i NPS.

UWAGA 5: STP i DDI są parametrami zależnymi od jakości wiązki promieniowania X. STP może być mierzone dla tej samej energii promieniowania, dla której były wykonywane obrazy testowe. Wszelkie kombinacje filtrów dodatkowych mogą być stosowane w tych pomiarach, zwłaszcza, gdy wydaje się to odpowiednie z punktu widzenia klinicznego zastosowania systemu i pod warunkiem, że ten sam układ jest wykorzystywany konsekwentnie w następnych testach.

Tolerancje:

1. współczynnik korelacji dla STP (R^2) powinien być większy niż 0,99.

2. szum (detektor obrazowy CR i DR):

Cel testu:

Celem testu jest określenie poziomu szumu w obrazie testowym oraz jego wpływu na progowy kontrast obrazu dla systemu obrazowania i systemu detekcji/akwizycji obrazu. Poziom szumów determinuje detekcję elementów niskokontrastowych w obrazie. Podstawą oceny jest pomiar szumów w stosunku do dawki.

<u>I Metoda:</u>

Przyrządy pomiarowe:

1) fantom z elementami nisko-kontrastowymi
2) detektor obrazu CR/DR

Realizacja pomiaru:

1) położyć fantom z elementami nisko-kontrastowymi na stole diagnostycznym w odległości standardowej dla warunków klinicznych (od źródła promieniowania (progowy kontrast dla systemu obrazowania),
2) detektor obrazu umieścić w pozycji standardowej dla sytuacji klinicznej - ogniskowej, jeżeli jest to możliwe,
3) wykonać ekspozycje dla fantomu dla warunków ekspozycji: 70Kvp i 25mm Al/75kVp i 1mmCu i dla wartości kermy powietrznej 0,1; 1,0; 10 mR,

Analiza wyników pomiarów:

1) odczytać SD wartości piksela w ustalonym małym obszarze obrazu (PVSD),
2) wyznaczyć zależność log szumu względem log ekspozycji zgodnie z zależnością:

log (PVSD) = a + b*logE

- Nie wierzę w to, że ten sam wzór zadziała i dla CR, i dla DR. To możliwe??? – uwaga WS

- wzór proponowany przez RL:

Co do wzoru to udało taki jest wzór do oceny „składowych szumu" w najnowszym suplemencie EUREF. Co prawda dotyczy to mammografii , ale chyba ogólna zalezność jest podobna.

$$SD^2 = ke^2 + kq^2 * p + ks^2 * p^2$$

SD = standard deviation in reference ROI

ke = electronic noise coefficient

kq = quantum noise coefficient

ks = structure noise coefficient

p = average pixel value in reference ROI

Tolerancja:

$R^2 > 0.95$ dla wyznaczonej linii trendu.

Pomiar należy wykonać także dla układu z fantomem umieszczonym bezpośrednio na detektorze obrazu (płyta CR/ panel obrazowy) – progowy kontrast dla systemu detekcji/akwizycji obrazu.

<u>Metoda II</u>

Przyrządy pomiarowe:
1. Detektor obrazu CR/DR.

Realizacja pomiaru
1. Odczytać obraz nieeksponowanego detektora obrazu,
2. <u>Płyta obrazowa CR</u>:
   Położyć płytę obrazową CR w odległości FSD>150 cm (minimalizacja Heel efektu) od źródła promieniowania na stole diagnostycznym lub na podłodze (w celu zmniejszenia wpływu promieniowania rozproszonego na wyniki testu umieścić pod płytą gumę ołowianą lub fartuch ołowiany)
   <u>Panel obrazowy</u>:
   Umieścić panel obrazowy w odległości FSD>150cm od źródła promieniowania.
3. Ustawić kolimację dla pola promieniowania tak, aby położenie brzegu pola zapewniało margines wokół detektora obrazu (pozwala to na uniknięcie wpływu półcienia na rejestrowaną wartość sygnału obrazowego,

4. Wykonać ekspozycje dla detektora obrazu w zakresie wartości kermy powietrznej 0.25uGy-25uGy,
5. Ekspozycje wykonać dla zakresu napięć i dla różnych układów anoda-filtr używanych klinicznie.

Analiza wyników pomiarów:

1. zmierzyć średnią wartości piksela (PVav) i odchylenie standardowe (SD) w referencyjnym ROI (około 80% rozmiaru obrazu) dla nieeksponowanego detektora,
2. dla systemów o liniowej odpowiedzi wyznaczyć SNR i umieścić na wykresie zależności SNR^2 od wejściowej powierzchniowej kermy,
3. dla uzyskanych punktów pomiarowych wyznaczyć linię najlepszego dopasowania i obliczyć współczynnik korelacji,
4. ocenić odstępstwo od liniowości powyższej zależności (miara szumu kwantowego),
5. dla systemów logarytmicznych wykreślić zależność pomiędzy odchyleniem standardowym i odwrotnością wejściowej powierzchniowej kermy w powietrzu,
6. dla punktów pomiarowych wyznaczyć linię najlepszego dopasowania i współczynnik korelacji,
7. ocenić przesunięcie punktu przecięcia z osią OY (kerma) (miara szumu kwantowego),
8. wyniki pomiarów dla obu systemów powinny porównać z poprzednimi wartościami bazowymi.

III Metoda

Realizacja pomiaru:

1. Pomiar jest realizowany jak w przypadku pomiarów wykonywanych na rzecz charakterystyki STP.

Analiza wyników pomiarów:

1. do oceny użyć obrazów STP,
2. zmierzyć wariancję w ROI w centrum tych obrazów,
3. dopasować krzywą funkcji kwadratowej wariancji w stosunku do DAK, aby uzyska z wykresu składową sygnału odpowiedzialną za obecność szumu w tym sygnale,

UWAGA 1: Większość detektorów ma zakres DAK, w którym szum obrazu jest zgodny z rozkładem Poisson'a i może być wyznaczany z zależności wariancji w stosunku do DAK (współczynnik b powinien wynosić 1.0 dla szumu Poisson'a w obrazie):

$$S = a * K^b,$$

gdzie: K=DAK; S - wariancja, a i b - stały.

UWAGA 2: Należy wyznaczyć zakres w dawek, dla których szum ma rozkład Poissona (powyżej dawek, w których znaczącym staje się szum strukturalny detektora).

Tolerancje: **Brak tolerancji. Brak tolerancji dla parametrów a i b.**

Po co nam trzy metody oceny szumu? Nie wystarczy trzecia (III)? Skoro wykonujemy pomiary do STP, odczytajmy przy okazji standardowe odchylenie i jesteśmy w domu. Inna sprawa to interpretacja wyników i tolerancja, (...) – uwaga WS i RL.

Proponuję zostawić opisane wszystkie metody (dotyczy to także pozostałych testów),. Dokument stanowi zalecenia i uważam, że użytkownik dokumentu może podjąc decyzję o

wyborze metody. Chyba, że nie jesteśmy pewni zapisów zawartych w dokumencie – uwaga DOK.

3. **szum ciemny**

Cel testu: Ocena szumu ciemnego i jego udziału w sygnale użytecznym diagnostycznie.

Przyrządy pomiarowe:
1. Detektor obrazu CR/DR.

Realizacja pomiaru:
1. poddać płyty obrazowe/panel obrazowy dokładnemu czyszczeniu (preferowany długi cykl czyszczenia),
2. niezwłocznie po tym czyszczeniu nieeksponowane płyty CR poddać procesowi odczytu przy parametrach właściwych i określonych dla tego systemu,
3. dla detektora obrazowego DR przy w pełni zamkniętym kolimatorze dla przesłoniętego detektora materiałem pochłaniającym promieniowanie rtg wykonać ekspozycję przy możliwie najmniejszych warunkach jej parametrów (najniższe napięcie i mAs, upewniając się, że system AEC nie jest włączony),
4. test powtórzyć dla warunków obrazowania i odczytu informacji diagnostycznej w reżimie wysokiej rozdzielczości.

Analiza wyników pomiarów
1. na monitorze stacji opisowej, przy wąskim zakresie okna odczytowego, ocenić uzyskane obrazy ze względu na obecność niejednorodności,
2. zarejestrować wartości DDI, średnie wartości piksela oraz odchylenie standardowe sygnału w ROI na uzyskanym ciemnym obrazie,
3. ocenić obraz ze względu na jednorodność, obserwując znaczące różnice między wzmocnieniem sub-obszarów i obszarów szumów,
4. uzyskane wartości DDI porównać ze specyfikacją techniczną - uzyskany obraz powinien być zgodny z opisem podanym przez producenta, średnia wartość piksela i SD powinny być zgodne z wartościami uzyskanymi w testach akceptacyjnych,

UWAGA 1: w teście należy ustawić najwyższą dostępna czułość systemu detekcji/akwizycji obrazu (np. Agfa: Flat Field 800)

UWAGA 2: W przypadku systemów CR, źródłem wysokiego poziomu sygnału szumu ciemnego, może być obniżenie natężenia światła lasera odczytowego i wzrost wzmocnienia wzmacniacza, który wynika z konieczności korekcji warunków odczytowych.

Tolerancja:
Poziom szumu ciemnego nie powinien przekraczać zaleceń producenta. Wartość musi być zdefiniowana w dokumentacji technicznej Zmiana parametru o 50% w stosunku do wartości odniesienia może być wskazaniem do korekcji systemu obrazowania. Wzrost średniej wartości piksela w tym teście może wskazywać na to, że system wymaga rekalibracji.

4. stosunek szumu do sygnału użytecznego (SNR – signal to noise ratio):

Połączyłbym kilka testów: STP (11), szum (metoda 1.III) i SNR (3). To wszystko jest ta sama seria pomiarów. A nawet jeśli chcemy pozostawić osobne opisy tych trzech testów, to przenieśmy STP na początek - uwaga WS

Cel: ocena SNR - ilościowy pomiaru odpowiedzi detektora cyfrowego, źródło informacji na temat czułości systemu i poziomu szumu (SNR stanowi w sensie matematycznym stosunek STP skorygowanego sygnału (wartość piksela) do STP skorygowanego szumu (odchylenie standardowe wartości piksela)).

Przyrządy pomiarowe:

1. Detektor obrazu CR/DR.

Realizacja pomiaru:

1. Płyta obrazowa CR:

Położyć płytę obrazową CR w odległości FSD>150 cm (minimalizacja Heel efektu) od źródła promieniowania na stole diagnostycznym lub na podłodze (w celu zmniejszenia wpływu promieniowania rozproszonego na wyniki testu umieścić pod płytą gumę ołowianą lub fartuch ołowiany)

Panel obrazowy:

Umieścić panel obrazowy w odległości FSD>150cm od źródła promieniowania.

2. Ustawić kolimację dla pola promieniowania tak, aby położenie brzegu pola zapewniało margines wokół detektora obrazu (pozwala to na uniknięcie wpływu półcienia na rejestrowaną wartość sygnału obrazowego,
3. Wykonać ekspozycje detektora obrazu w warunkach standardowych lub w warunkach fantomu jednorodnego dla napięcia standardowego w zakresie wartości kermy powietrznej 0.25uGy-25uGy.

Analiza wyników pomiaru:

1. ocenę parametru przeprowadzić dla jednorodnego obrazu,
2. zmierzyć odchylenie standardowe w ROI w centrum detektora obrazu i w środkach czterech kwadrantów tego obrazu.

UWAGA 1: w ocenie SNR - konieczność zachowania stałego sposobu (algorytmu) przetwarzania obrazu, gdyż zmiana algorytmu przetwarzania może znacząco wpłynąć na wartości SNR. Możliwa jest nawet sytuacja, w której przy zmianie algorytmu przetwarzania wartość SNR zmienia się znacząco, podczas gdy widoczność elementów niskokontrastowych pozostaje stała.

UWAGA 2: Ocena odpowiedzi szumowej detektora na sygnał jest wykonywana dla obrazu o najlepszej rozdzielczości przestrzennej (algorytm przetwarzania).

Tolerancja: **Brak tolerancji.**

5. Rozdzielczość przestrzenna systemu obrazowania/detektora obrazu:

Cel testu:
Celem testu jest określenie rozdzielczości przestrzennej dla systemu obrazowania i systemu detekcji/akwizycji obrazu.

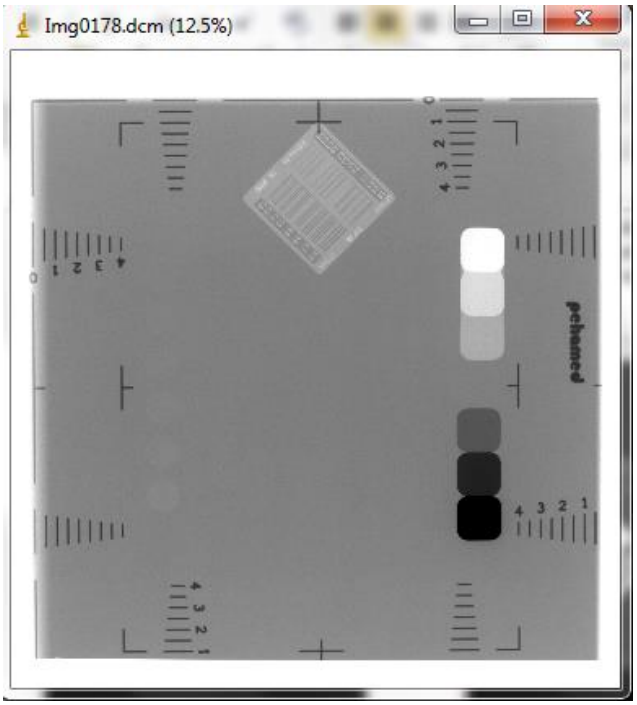
I Metoda

Przyrządy:

1. Fantom rozdzielczości wysokokontrastowej
2. Detektor obrazu CR/DR.

Realizacja pomiaru

1. Fantom rozdzielczości wysokokontrastowej umieścić na stole diagnostycznym (oceny rozdzielczości systemu obrazowania),
2. rastry fantomu umieścić pod kątem 45° w stosunku do osi A-K,
3. umieścić płytę CR w bucky aparatu rtg / panel obrazu w pozycji standardowej dla zastosowań klinicznych (użycie kilku fantomów rozdzielczości, umieszczonych centralnie w osi wiązki oraz na brzegach detektora, pozwala na pomiar dla każdego typu i wielkości detektora w obu kierunkach skanowania dla płyt CR lub oraz dla dwóch kierunków w stosunki do linii odczytu matrycy obrazowej),
4. test wykonać dla klinicznie używanych ustawień parametrów ekspozycji oraz wszystkich stosowanych formatów obrazu z uwzględnieniem zaleceń producenta fantomu i systemu akwizycji w zakresie doboru jakości promieniowania rtg (wysokie napięcie i filtr dodatkowy),
5. odczytać płytę obrazową/panel obrazowy dla standardowych ustawień systemu odczytowego,



6. pomiar należy wykonać także dla układu z fantomem umieszczonym bezpośrednio na detektorze obrazu (płyta CR / panel obrazowy) do oceny rozdzielczości systemu rejestracji/akwizycji obrazu. W tym przypadku detektor obrazu umieścić na stole terapeutycznym na gumie ołowianej (fartuch ołowiany) dla płyty CR lub panel obrazowy bezpośrednio w wiązce rtg.

Analiza wyników pomiarowych

1. wyświetlić obrazy testowe z użyciem filtra/algorytmu wyostrzania krawędzi

2. ocenę obrazów dla testu rozdzielczości przestrzennej, definiowanej w liczbie par linii/mm, przeprowadzić wizualnie (ocena subiektywna) lub poprzez ocenę SD w ROI dla obrazu ostatniego widocznego wzoru liniowego (ocena subiektywno-obiektywna),
3. podczas oceny rozdzielczości na stacji opisowej stosować odpowiednio duże powiększenie (jeżeli powiększenie jest zbyt duże na obrazie stają się widoczne piksele i należy zmniejszyć stosowany poziom powiększenia obrazu).

UWAGA1: w pomiarach wartość napięcia powinna być określona w ramach pomiaru, a nie dobierana jako nominalna dla aparatu rtg.

Tolerancja:
1. dla SD - +/-10% w stosunku do pomiarów bazowych. Jeżeli producent przyjmuje ostrzejsze kryteria oceny – należy przyjąć tolerancje producenta.
2. w ocenie stałości systemu na podstawie widoczności wzorów paskowych, utrata widoczności dwóch grup sugeruje przeprowadzenie testów o wyższej precyzji oceny – MTF i/ lub pomiar ogniska i ocena jego degradacji w stosunku do pomiarów bazowych.

II Metoda

Cel: Ocena rozdzielczości wysokokontrastowej, która jest miarą zdolności tego systemu do ujawniania małych obiektów - szczegółów obrazu.

Przyrządy:
1. Fantom rozdzielczości wysokokontrastowej (np. obiekt testowy Huttner'a) (Rys)
2. Detektor obrazu CR/DR.

Warunki ekspozycji:
1. warunki ekspozycji zgodne z zaleceniami producenta fantomu

Realizacja pomiaru

1. fantom rozdzielczości wysokokontrastowej umieścić na stole diagnostycznym (oceny rozdzielczości systemu obrazowania),
2. rastry fantomu umieścić pod kątem około 5° w stosunku do osi A-K,
3. umieścić płytę CR w bucky aparatu rtg / panel obrazu w pozycji standardowej dla zastosowań klinicznych (użycie kilku fantomów rozdzielczości, umieszczonych centralnie w osi wiązki oraz na brzegach detektora, pozwala na pomiar dla każdego typu i wielkości detektora w obu kierunkach skanowania dla płyt CR lub oraz dla dwóch kierunków w stosunki do linii odczytu matrycy obrazowej),
4. test wykonać dla klinicznie używanych ustawień parametrów ekspozycji oraz wszystkich stosowanych formatów obrazu z uwzględnieniem zaleceń producenta fantomu i systemu akwizycji w zakresie doboru jakości promieniowania rtg (wysokie napięcie i filtr dodatkowy),
5. odczytać płytę obrazową/panel obrazowy dla standardowych ustawień systemu odczytowego,
6. pomiar należy wykonać także dla układu z fantomem umieszczonym bezpośrednio na detektorze obrazu (płyta CR / panel obrazowy) do oceny rozdzielczości systemu rejestracji/akwizycji obrazu. W tym przypadku detektor obrazu umieścić na stole

terapeutycznym na gumie ołowianej (fartuch ołowiany) dla płyty CR lub panel obrazowy bezpośrednio w wiązce rtg.

Warunki ekspozycji:

1. ekspozycje wykonać, używając warunków niskiego napięcia (50 kVp), w osi ogniska, bez dodatkowej filtracji i dla takiego obciążenia prądowo-czasowego, aby uzyskać obraz o najniższej możliwie wartości szumu, bez wysycenia sygnału w jakiejkolwiek części płyty obrazowej/panelu obrazowego,

Realizacja pomiaru:

1. obiekt umieścić w środku płyty obrazowej/panelu obrazowego obrócony o 45 stopni w stosunku do brzegów detektora obrazu.
2. wykonać ekspozycję,
3. obraz odczytać przy użyciu właściwych warunków dla tego procesu (algorytm/filtr zgodny z zaleceniami prodecenta),
4. obrazowanie powtórzyć dla obiektu umieszczonego na detektorze obrazu pod mniejszym kątem,

Analiza wyników pomiarów

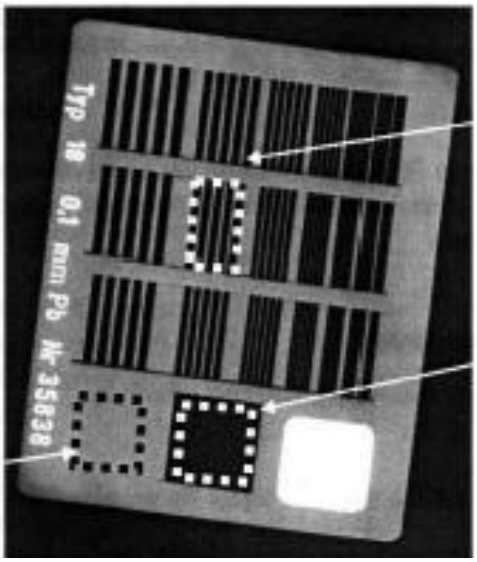
1. obliczyć dla fantomu paskowego (lp/mm) SWCTF(f) zgodnie z formułą:

$$SWCTF(f) = \frac{M_0(f)}{|M_B - M_S|}$$

gdzie: f – częstotliwość przestrzenna, $M_0(f)$ – odchylenie standardowe dla obszaru pokrywającego obraz wzoru paskowego, M_B – wartość sygnału wewnątrz obiektu testowego, M_S – wartość sygnału w obszarze miedzy elementami testowymi.

2. na obrazie ocenić widoczną liczbę par linii w milimetrze i przetworzyć do odpowiadającej im rozdzielczości,
3. w przypadku systemu CR określić rozdzielczość dla każdego wymiaru płyty obrazowej,
4. wartość rozdzielczości powinna być porównana z limitem częstotliwości Nyquista, definiowanej dla 45 stopni przez wyrażenie $\sqrt{2}/2*\Delta p$, gdzie Δp jest rozstawem pikseli (rozstaw pikseli musi być określony dla każdego wymiaru detektora obrazowego).

Tolerancje: proponowana 25%.



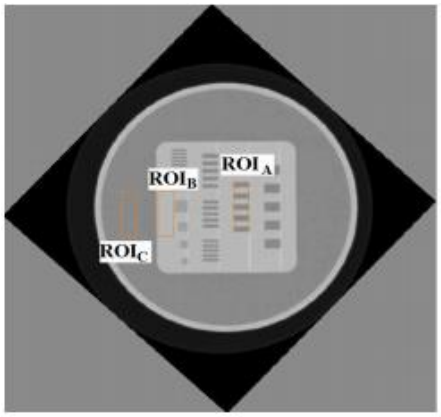
M_B – wartość sygnału wewnątrz obiektu testowego
M_s – wartość sygnału w obszarze miedzy elementami testowymi
$M_o(f)$ – odchylenie standardowe dla obszaru pokrywającego obraz wzoru paskowego

Ew. można dać lepszy wzór, zgodny z tym:
http://online.medphys.org/resource/1/mphya6/v9/i5/p758_s1

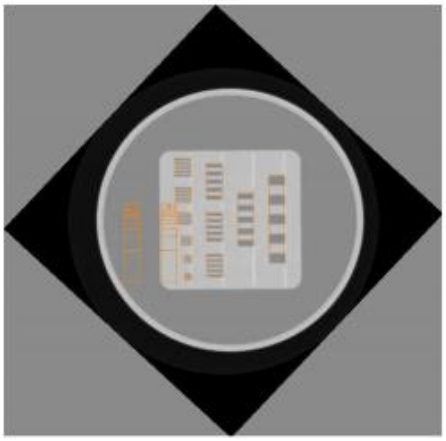
Różni się dwiema rzeczami. Pierwsza to skorygowanie Mo(F) przez odjęcie średniego standardowego odchylenia w obszarach odniesienia. tzn. takie niebanalne odjęcie, z kwadratami i pierwiastkiem... A druga to mnożnik do całości. W efekcie dostaje się coś, co odrobinę bardziej przypomina MTF. – uwaga Witka Skrzyńskiego

$$Modulation = \sqrt{SD_A^{\,2} - SD_{Ave}^{\,2}} \qquad (1)$$

$$MTF = 2.2 \times (Modulation / Contrast\ Scale) \qquad (2)$$



(b)



UWAGA 1: Ważnym jest w przypadku systemów CR zwrócenie uwagi na rozdzielczość płyt CR.

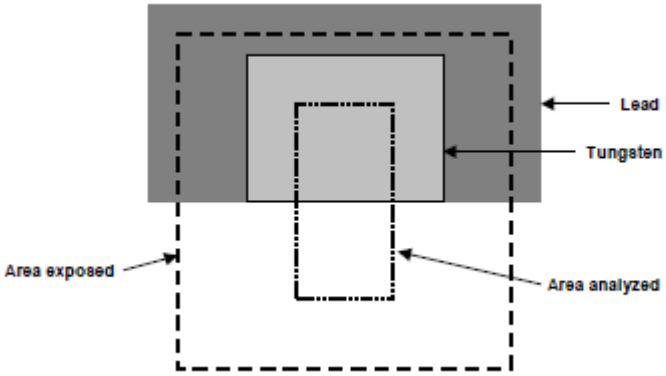
Dla różnych fantomów „utrata widoczności dwóch grup" oznacza różne pogorszenie rozdzielczości. Albo napiszmy „zmiana rozdzielczości o..." (ileś procent, ileś lp/mm), albo opiszmy fantom – jakie grupy powinien mieć – Uwaga DOK

III Metoda

W przypadku testów specjalistycznych ocenę rozdzielczości przeprowadzić na podstawie analizy MTF (modulation transfer function) przy użyciu dostępnych aplikacji do analizy obrazów np. ImageJ/QWorks. rozdzielczość przestrzenna. Do otrzymania pierwotnego kształtu funkcji MTF dla systemu może być również użyta kwadratowa falowa funkcja transferu kontrastu SWCTF(f).

Przyrządy:

1. Obiekt testowy - płyta z krawędzią wolframu otoczonej precyzyjnie ołowiem (1 mm grubości wolframu, ołowiu o grubości 3 mm)



Ołów wokół wolframu poprawia przybliżenie "nieskończenie długiej" krawędzi. Obiekt jest "nieprzezroczysty" dla promieniowania X, co pozwala zminimalizować wpływ promieniowania wtórnego od badanego obiektu. Analizowany obszar powinien znajdować się w zakresie + / -50 mm od krawędzi płytki MTF i powinien zawierać ogony „line spread function" (LSF) (zastosowanie mniejszego obszaru może prowadzić do niedoszacowania spadku MTF dla niskich częstotliwości).

2. Detektor obrazu CR/DR.

Realizacja pomiaru

1. ustalenie standardowego widma energetycznego

Jakość wiązki promieniowania X może zostać ustalana na podstawie:
- określonej grubości filtra Al. o czystości 0.999
- pomiaru HVL dla Al.
- kVp generatora - ustawiane do określonej wartości HVL, z określonymi filtrami.

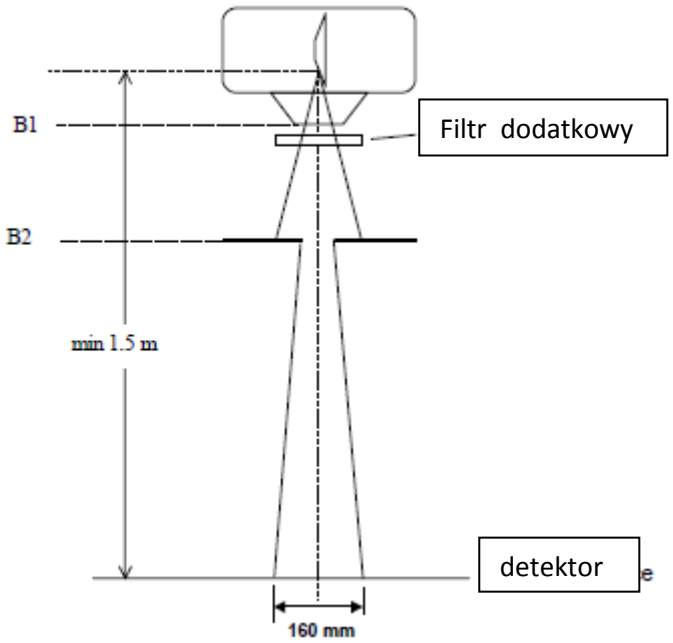
Ustalić standardowe spektrum promieniowania X według poniższej tabeli (norma IEC 61267)

Spectrum	Added filtration (mm Al)	HVL (mm Al)
RQA 3	10	4.0
RQA 5	21	7.1
RQA 7	30	9.1
RQA 9	40	11.5

Uwaga: W pomiarach MTF powinno być używane tylko RQA 5.

IIIa Metoda

2. Ustawić układ pomiarowy zgodnie z poniższym schematem.



- SID co najmniej 150 cm
- wielkość pola na detektorze obrazowym X-ray ~16 cm x 16 cm
- filtracja dodatkowa, umieszczona jak najbliżej źródła promieniowania.

3. POMIAR MTF (pomiar odpowiedzi krawędzi)

3a. w przypadku systemu CR położyć gumę ołowianą (uniknięcie wpływu promieniowania wstecznego, np. ołowiany fartuch ochronny) na stole lub podłodze w zależności od wybranego układu pomiarowego,

3b. płytę obrazową CR umieścić na gumie ołowiowej w wiązce promieniowania, ustawiając ją w taki sposób, aby oś długa płyty obrazowej była skierowana prostopadle do osi anoda - katoda (A-K) / ustawić panel obrazowy w wiązce rtg prostopadle do osi wiazki,

3c. zapewnić odległość między ogniskiem a płytą obrazową/panelem obrazowym większą niż 180 cm (np.185cm),

3d. ustawić wielkość pola promieniowania nieznacznie wykraczając poza wymiary płyty obrazowej / obszaru detekcji panelu obrazowego,

3e. na płycie obrazowej/panelu obrazowym umieścić płytkę wolframową, tak by jej ostra krawędź znajdowała się pod kątem 2° – 5° w stosunku linii odczytu lasera podczas sczytywania obrazu / do linii elementów detekcyjnych panelu obrazowego (w przypadku panelu obrazowego DR płytkę wolframową należy położyć bezpośrednio na obudowie detektora),

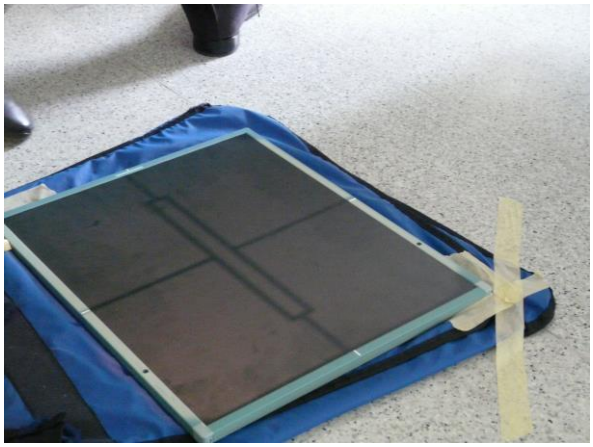
3f. na wyjściu kolimatora lampy rtg umieścić filtr dodatkowy 25mm Al dla 70kV/1,5 mm Cu dla 75kV,

3g. pomiar wykonywać dla dużego i małego ogniska lampy rentgenowskiej,

3h. ustawić wartość obciążenia prądowo-czasowego takie by zapewnić 12,5 uGy na powierzchni detektora obrazu (wykorzystać wyniki z pomiarów STP),

3i. wykonać ekspozycję i odczytać obraz,

3j. procedurę powtórzyć przy ustawieniu fantomu do oceny MTF tak by jego ostra krawędź znajdowała się pod katem 2° – 5° do osi prostopadłej do linii odczytu lasera podczas sczytywania obrazu / do linii elementów detekcyjnych panelu obrazowego,



Analiza wyników pomiarów

1. wykreślić ESF (Edge Spread Function) oraz MTF (znormalizowanego do 1) w funkcji SF (Spatial Freguency) (lp/mm),

UWAGA1: dla systemów CR i DR konieczna jest ocena MTF w dwóch kierunkach,
UWAGA 2: wyniki oceny powinny być średnią z 3 pomiarów w każdym z kierunków (możliwa jest różnica między dwoma kierunkami od 10% -15%).

Tolerancja:

1. jeśli wynik dla MTF 50% zmienił się więcej niż 10% w odniesieniu do pomiarów bazowych, należy przeprowadzić rozszerzony zakres testów np. pomiar wielkości ogniska w celu oceny jego degradacji w stosunku do testów odniesienia i/lub skorygować system obrazowania.

IIIb Metoda

Realizacja pomiaru

3a. w przypadku systemu CR położyć gumę ołowianą (uniknięcie wpływu promieniowania wstecznego, np. ołowiany fartuch ochronny) na stole lub podłodze w zależności od wybranego układu pomiarowego,

3b. płytę obrazową CR umieścić na gumie ołowiowej w wiązce promieniowania, ustawiając ją w taki sposób, aby oś długa płyty obrazowej była skierowana prostopadle do osi anoda - katoda (A-K) / ustawić panel obrazowy w wiązce rtg prostopadle do osi wiązki,

3c. zapewnić odległość między ogniskiem a płytą obrazową/panelem obrazowym większą niż 180 cm (np.185cm),

3d. ustawić wielkość pola promieniowania nieznacznie wykraczając poza wymiary płyty obrazowej / obszaru detekcji panelu obrazowego,

3e. obiekt testowy umieścić na powierzchni detektora (obiekt do pomiaru MTF powinien być obrócony 1.5-3 stopni w stosunku do osi prostopadłej w stosunku linii odczytu lasera podczas sczytywania obrazu / do linii elementów detekcyjnych panelu obrazowego - w przypadku panelu obrazowego DR płytkę wolframową należy położyć bezpośrednio na obudowie detektora),

3f. pomiar wykonywać dla dużego i małego ogniska lampy rentgenowskiej i dla standardowego widma,

3g. ustawić wartość obciążenia prądowo-czasowego takie by zapewnić 12,5 uGy na powierzchni detektora obrazu (wykorzystać wyniki z pomiarów STP),

3h. wykonać ekspozycję i odczytać obraz,

Analiza wyników pomiarów

1. obraz zlinearyzować stosując odwrotność funkcji charakterystycznej
2. określić ESF (Egde Spread Function) na podstawie danych w ramach analizy ROI
3. zróżnicować numerycznie ESF do uzyskania LSF
4. obliczyć MTF jako moduł transformaty Fouriera z LSF
5. określić MTF przy częstotliwości f przez uśrednienie przez F + / - 0.01/pitch
6. ocenić 50% MTF oraz 20% i 15 % MTF z punktu widzenia niezmienności w stosunku do pomiarów bazowych.

W pierwszej metodzie wyznaczania MTF też to trzeba zrobić? A może nie?
Nie rozumiem, czym różnią się obie metody wyznaczania MTF. Właśnie linearyzacją? Tolerancją? Po co są dwie różne? - Pytania Witka Skrzyńskiego

Tolerancja:

1. **Jeśli wartość rozdzielczości odbiega o 10% dla 50% MTF od wartości ze specyfikacji należy wykonać rozszerzony zakres testów np. wielkość ogniska w celu oceny jego degradacji w stosunku do testów odniesienia i/lub przeprowadzić korekcję systemu (MTF wykonywany w testach akceptacyjnych i specjalistycznych),**

Lub

1. **MTF50 - +/-0.2 (1/mm) od wartości odniesienia (poziom naprawczy); +/-0.4 (1/mm) od poziomu odniesienia (poziom wstrzymania).**

Już nie pamiętam, czy świadomie zrezygnowaliśmy z nich na rzecz 10%, czy tak nam po prostu wyszło? - Pytanie WS
Pierwsza tolerancja wyniknęła z informacji podanej przez Laurenca Kinga, druga wynika z zapisu raportu IPEM 32-7. – Odpowiedź DOK

6. rozdzielczość niskokontrastowa:

Ustalić wymagania dla zawartości elementów niksokontrastowych w fantomie określone kontrastem transmisji – obiektu lub kontrastem sygnału – obrazu – ogólna uwaga po dyskusji grupy.

Cel testu:
Celem testu jest ocena zdolności do obrazowania przez system niskich kontrastów (kontrast obrazu jest określany jako kontrast radiacyjny struktury Al o grubości 1 mm lub 10 cm PMMA).

Struktura 10 cm PMMA daje niski kontrast? mam niejasne wrażenie, że tego tekstu w nawiasie powinno nie być.
Kontrast radiacyjny struktury 1 mm Al na 10 cm PMMA (ale "na", a nie "lub") występuje w definicji PPV. – pytanie WS
Tak jest zdefiniowany w raporcie IPEM i tak rozumiem, że te właśnie obiekty położone na np. fantomie, którego obraz stanowi podstawę do oceny sygnału otaczającego obiekt testowy – tak przedstawione obiekty sa sobie ekwiwalentne, ja tak rozumiem. – Odpowiedź DOK

Ocena progowego kontrastu detekcji szczegółu (zdolność systemu do obrazowania małych elementów o niskim kontraście w stosunku do ich tła).

I Metoda

Przyrządy:

1. Fantom rozdzielczości wysokokontrastowej z elementami niskokontrastowymi **(sugerowany fantom o dużej skali elementów reprezentujących różne poziomy kontrastu oraz o różnych średnicach – np. TOR),**

Kontrasty elementów – tak, ale kontrast zależy od jakości promieniowania. Zależnie od przyjętych założeń dla jednego elementu w fantomie można podać dwie różne wartości kontrastu. Czy da się sprecyzować jakość wiązki, dla której ma być określony kontrast elementów w fantomie? – uwaga po dyskusji grupy

2. Detektor obrazowy CR/DR,

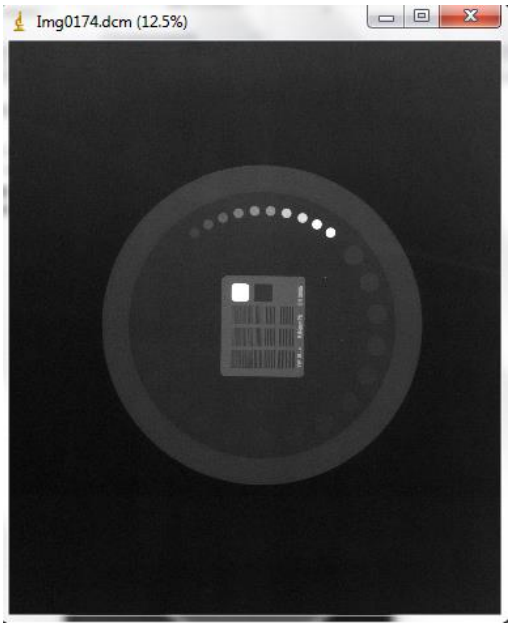
Warunki ekspozycji:

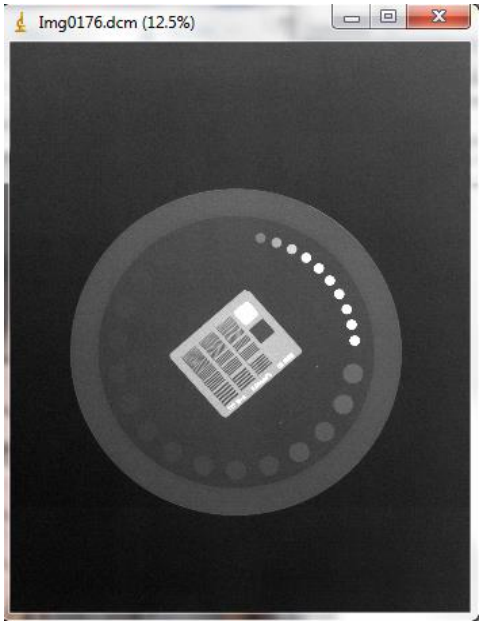
1. należy stosować warunki ekspozycji (kV, materiał i grubość filtru dodatkowego, wielkość pola promieniowania, itp.) zgodne z zaleceniami producenta danego fantomu,
2. system AEC.

Realizacja pomiaru:

1. fantom umieścić na stole diagnostycznym,
2. umieścić płytę CR w bucky aparatu rtg / panel obrazu w pozycji standardowej dla zastosowań klinicznych (użycie kilku fantomów rozdzielczości, umieszczonych centralnie w osi wiązki oraz na brzegach detektora, pozwala na pomiar dla każdego typu i wielkości detektora w obu kierunkach skanowania dla płyt CR lub oraz dla dwóch kierunków w stosunki do linii odczytu matrycy obrazowej),

3. w przypadku oceny rozdzielczości niskokontrastowej systemu obrazowania fantom umieścić na stole diagnostycznym,
4. wykonać trzy ekspozycje dla trzech różnych obciążeń prądowo-czasowych,
5. w procesie akwizycji obrazu użyć albo matematycznego algorytmu wysokiego kontrastu lub algorytmu poprawy krawędzi (software filter),
6. test powinien być wykonany dla wszystkich stosowanych formatów obrazu z uwzględnieniem zaleceń producenta fantomu i systemu akwizycji w zakresie doboru jakości promieniowania rtg (wysokie napięcie i filtr dodatkowy, przy czym wartość napięcia powinna być zdefiniowana w ramach pomiaru, a nie dobierana jako nominalna dla aparatu rtg),





7. pomiar należy wykonać także dla układu z fantomem umieszczonym bezpośrednio na detektorze obrazu (płyta CR / panel obrazowy) do oceny rozdzielczości systemu rejestracji/akwizycji obrazu. W tym przypadku detektor obrazu umieścić na stole terapeutycznym na gumie ołowianej (fartuch ołowiany) dla płyty CR lub panel obrazowy bezpośrednio w wiązce rtg.
8. test należy wykonać dla wszystkich rozmiarów detektorów obrazowych, używanych w pracowni.

9. dla testów bazowych wyznaczyć progowy kontrast w funkcji kVp, przy czym test należy wykonywać dla zmierzonej wartości napięcia, przy wymaganej dla fantomu filtracji dodatkowej.

Analiza wyników pomiarów:
1. ocenić widoczność elementów niskokontrastowych,
2. porównać wyniki do pomiarów bazowych,
3. w teście należy wprowadzić w standard rutynowej kontroli ocenę dla kilku obrazów lub dla kilku obserwatorów.

UWAGA 1: wartość wysokiego napięcia stosowanego w teście powinna być określana na podstawie pomiarów PPV – praktyczne napięcie szczytowe, które jest miarą ekwiwalentu stałego napięcia, dla którego otrzymuje się taki sam kontrast obrazu jak dla rzeczywistego przebiegu napięcia

Tolerancje: **Brak tolerancji dla parametru.**

Kontrast obiektu czy kontrast obrazu (?) – jak określić limity dla parametru – czy transmisją przez obiekt czy różnicą sygnałów w obrazie (przez co można określić parametry obiektu testowego przez ilość, średnicę oraz reprezentowane kontrasty elementów)? – uwaga po dyskusji grupy

II Metoda

Warunki ekspozycji:
1. zgodnie z zaleceniami producenta fantomu,

Realizacja pomiaru
1. położyć płytę obrazową CR na stole (ocena systemu akwizycji) lub w kratce bucky (ocena systemu obrazowania),
2. położyć obiekt testowy na płycie CR (ocena systemu akwizycji) / na obudowie panelu obrazowego lub na stole (ocena systemu obrazowania)
3. zobrazować obiekt testowy, zawierający elementy niskokontrastowe o różnych średnicach,
4. ekspozycję wykonać w warunkach zapewniających dawkę standardową na powierzchni płyty obrazowej (np. ok. 4 uGy) przy użyciu właściwego napięcia i filtracji,
5. test powtórzyć dla niskich warunków ekspozycji (standard dose / 3) i dla wysokiej ekspozycji (standard dose x 3) - ocenić wpływ szumu na jakość odczytywanego sygnału,

Analiza wyników pomiarów
1. ocenę obrazów przeprowadzić na monitorze stacji opisowej w optymalnych warunkach ich prezentacji,
2. wykreślić zależność wskaźnika detekcji progowego kontrastu w funkcji pierwiastka kwadratowego obszaru widocznego elementu na skali podwójnie logarytmicznej,
3. odczytać widoczne elementy, wyznaczyć diagram wskaźnika detekcji i porównać z wynikami bazowymi (wysoka wartość wskaźników progowego kontrastu ($H_T(A) = 1 / (C_t * \sqrt{A})$, gdzie: C_T - progowy kontrast; A – obszar widocznego elementu) jest miarą wysokiej jakości widoczności elementów niskokontrastowych),

UWAGA 1: Widoczność elementów niskokontrastowych zależy od DAK, dlatego należy wykonać obrazowanie obiektu testowego dla wartości ekspozycji z zakresu dawek stosowanych klinicznie i porównać uzyskane wyniki z warunkami referencyjnymi obrazowania.

7. czułość i jednorodna czułość detektorów obrazowych:

Cel testu:
Ocena jednorodności czułości płyt obrazowych CR (oceny jednorodności czułości płyt obrazowych należy dokonywać oddzielnie dla każdego dostępnego formatu płyt) /paneli obrazowych.

Przyrządy pomiarowe:
1. detektor obrazowy CR/DR,

Warunki ekspozycji:
1. wysokie napięcie 70 kVp dla filtra dodatkowego 25 mm Al. lub
   wysokie napięcie 75 kVp dla filtra dodatkowego 1,5 mm Cu lub
   wysokie napięcie stosowane klinicznie dla fantomu jednorodnego PMMA 15 cm
5. FFD > 150cm, zalecane więcej niż 180 cm,
6. warunki zapewniające dawkę na powierzchni płyty ok. 10uGy – ekspozycje w systemie AEC lub dobór manualny.

Realizacja pomiaru:
1. umieścić płytę obrazową CR na stole lub podłodze, pod płytą umieścić gumę ołowianą lub ołowiany fartuch ochronny (zmniejszenie wpływu promieniowania rozproszonego/ustawić detektor DR w pozycji diagnostycznej,
2. ustawić wymiar pola promieniowania tak, aby całe pole pokrywało rozmiar testowanej płyty obrazowej/panelu obrazowego (obszar półcienia powinien znajdować się poza obszarem płyty obrazowej),
3. w celu zmniejszenia „Heel" efektu ekspozycje wykonać w warunkach dużej odległości FFD>150 cm (zalecane więcej niż 180 cm),
4. wykonać ekspozycję tak, aby otrzymać na powierzchni płyty około 10uGy w dwóch turach po 5uGy, przy czym między ekspozycjami obrócić płytę w kierunku horyzontalnym o 180 stopni (aby płyta była położona w tym samym miejscu zaznaczyć położenie jej granic markerami) - <u>przy wyborze warunków ekspozycji można skorzystać z danych uzyskanych podczas wyznaczania charakterystyki STP vs DDI</u>
5. dla detektora DR wykonać ekspozycje jednokrotnie dla około 10uGy,
6. po wykonanej ekspozycji należy zachować 1 min odstęp czasowy przed jej odczytaniem.

Propozycja wysłana przez RL:

Testy Agfy zgodnie procedurą firmy: Miernik dawki jest obok kasety. Najpierw trzeba dobrać mAs żeby uzyskać 2 x po 10uGy (czyli w sumie 20uGy a nie 10uGy). Później podwójna ekspozycja jest wykonywana dla każdej kasety z zapisem otrzymanych dawek. Wyniki pomiaru „wkłada" się do wzoru: PVIlog nom = PVIlog M + 10000*log(DN / DM). Szczegółowe warunki pomiaru są podane w instrukcji AGFY. Następnie liczone są wartości średnie i odchylenia. Uzyskane wartości kermy mają zawierać się w 10% dla każdej z kaset. Ta sama metodologia powinna być zastosowana dla testu czułości płyt obrazowych.

Analiza wyników pomiarów:

1. przeprowadzić wizualną ocenę obrazów ze względu na obecność artefaktów lub niejednorodności w poziomach sygnałów – ocena jakościowa,
2. wybrać na obrazie położenie ROI-ów (rekomendowana wielkość ROI = 2 x 2 cm^2): ROI 1 położony centralnie dla całej płyty obrazowej, 4 ROI'e każdy w centrum hipotetycznej ćwiartki układu współrzędnych o początku w środku obrazu,
3. na obrazie zmierzyć średnią wartość piksela oraz SD w referencyjnych ROI-ach,
4. do dalszej analizy wykonać liniowanie średniej wartości piksela dla każdego z ROI poprzez inwersję równania STP,
5. policzyć średnią dla ROI i maksymalną różnicę od wartości średniej.

UWAGA 1: ocenę jednorodności czułości płyt obrazowych należy wykonywać oddzielnie dla każdego dostępnego formatu płyt.
UWAGA 2: do oceny można wykorzystać ocenę SNR, jako wartości pochodnej średniej wartości piksela i SD.
UWAGA 3: ocena detektora z punktu widzenia jego jednorodności odbywa się w sposób ilościowy (pomiar wartości pikseli) lub jakościowy (wizualna ocena jednorodności detektora i jego ocena ze względu na obecność artefaktów).

Tolerancje:

1. Dla pomiaru SNR różnice mają być nie większe niż 10%. Jednocześnie uzyskane w tym teście wartości wejściowej kermy powietrznej dla poszczególnych płyt nie powinny się różnić więcej niż 10%. Tolerancja nie gorsza niż dla systemów analogowych.

8. czułość płyt CR

Cel testu:
Ocena czułości płyt obrazowych CR (oceny czułości płyt obrazowych należy dokonywać oddzielnie dla każdego dostępnego formatu płyt).

Przyrządy pomiarowe:

1. płyty obrazowe CR,

Realizacja pomiaru:

1. Test wykonać jak w przypadku pomiar współczynników zależności zdolności transferu sygnału (STP – Signal Transfer Properties) i DDI (zależności między dawką otrzymaną przez detektor obrazu a wartością piksela na uzyskanym obrazie) – test 13.
   .... no chyba jednak nie tak samo. To znaczy pewnie przy podobnym układzie pomiarowym, ale na pewno nie robiąc dla każdej plyty serii pomiarów z różnymi DAK. Może raczej "wykonać jak test 7 (dotyczący jednorodności)"? Bo w "7" robi się po ekspozycji dla każdej płyty, wystarczy przy okazji zapisać DDI i jesteśmy w domu. – uwaga WS

Analiza wyników pomiaru:

1. ocenę przeprowadzić na podstawie informacji dozymetrycznych i uzyskanej wartości piksela,
2. obliczyć DAK_{DDI} dla każdej z płyt,
3. porównać uzyskane wyniki w stosunku do wartości średniej, obliczonej dla wszystkich obrazów uzyskanych w tym teście,

Tolerancje: **Brak tolerancji.**

9. ocena zjawiska „fadding'u":

Cel testu: Ocena degradacji informacji obrazowej dla płyt CR w funkcji czasu.

Przyrządy pomiarowe:
1. płyty obrazowe CR,
2. czytnik/skaner płyt CR.

Warunki ekspozycji:
1. wysokie napięcie 70 kVp dla filtra dodatkowego 25 mm Al. lub
   wysokie napięcie 75 kVp dla filtra dodatkowego 1,5 mm Cu lub
   wysokie napięcie stosowane klinicznie dla fantomu jednorodnego PMMA 15 cm
2. FFD > 150cm, zalecane więcej niż 180 cm,
3. warunki zapewniające dawkę na powierzchni płyty ok. 10uGy – dobór manualny.

Realizacja pomiaru:
1. umieścić płytę obrazową CR na stole lub podłodze, a pod płytą umieścić gumę ołowianą lub ołowiany fartuch ochronny (zmniejszenie wpływu promieniowania rozproszonego,
2. ustawić rozmiar pola promieniowania większy niż rozmiar testowanej płyty obrazowej, aby obszar półcienia znajdował się poza jej obszarem,
3. w celu zmniejszenia „Heel" efektu ekspozycje wykonać w warunkach dużej odległości FFD>150 cm (zalecane więcej niż 180 cm),
4. wykonać ekspozycję dla warunków zapewniających na powierzchni płyty około 10uGy,
5. obrazy poddać akwizycji w różnych odstępach czasowych od wykonania ekspozycji płyty (1min; 2min; 5min; 10min; 30min;),
6. test przeprowadzić dla wszystkich formatów płyt CR.

Analiza wyników pomiarów:
1. na obrazach odczytać średnią wartość piksela w referencyjnym ROI,
2. uzyskane wyniki porównać do wartości odniesienia w testach akceptacyjnych.

UWAGA 1: ocenę „zjawiska faddingu" czułości płyt obrazowych należy wykonywać oddzielnie dla każdego dostępnego formatu płyt.

Tolerancje: uzyskane wyniki powinny być zgodne z zaleceniami producenta.

10. przepustowość informacyjna płyty fosforowej (test akceptacyjny)**:**

Cel testu: Ocena zgodności przepustowości informacyjnej czytnika CR.

Przyrządy pomiarowe:
1. płyty obrazowe CR,
2. czytnik płyt CR.

Warunki ekspozycji:
1. wysokie napięcie 70 kVp dla filtra dodatkowego 25 mm Al lub

wysokie napięcie 75 kVp dla filtra dodatkowego 1,5 mm Cu lub
wysokie napięcie stosowane klinicznie dla fantomu jednorodnego PMMA 15 cm

1. FFD > 150cm, zalecane więcej niż 180 cm,
2. warunki zapewniające dawkę na powierzchni płyty ok. 10uGy – ekspozycje w systemie AEC lub dobór manualny.

Warunki ekspozycji mają znaczenie? Bo przecież sprawdzamy tylko czas odczytywania, on zależy od ekspozycji? Pytam poważnie, nie wiem. – pytanie WS i RL
Z tego co pamiętam ze spotkania z Laurencem, nie był ten parametr niezależny od warunków ekspozycji i wysycenia płyty sygnałem, ale teraz już nie jestem pewna. Pamętam, że było zaznaczane, aby warunki ekspozycji były standardowe – odpowiedź DOK

Realizacja pomiaru:

1. umieścić płytę obrazową CR na stole lub podłodze, a pod płytą umieścić gumę ołowianą lub ołowiany fartuch ochronny (zmniejszenie wpływu promieniowania rozproszonego,
2. ustawić rozmiar pola promieniowania większy niż rozmiar testowanej płyty obrazowej, aby obszar półcienia znajdował się poza jej obszarem,
3. w celu zmniejszenia „Heel" efektu ekspozycje wykonać w warunkach dużej odległości FFD>150 cm (zalecane więcej niż 180 cm),
4. naświetlić 4 płyty obrazowe CR o jednakowych rozmiarach i formacie zgodnym z podanym w tolerancji producenta, przy standardowej geometrii układu
5. płyty po kolei włożyć do czytnika (bez opóźnienia czasowego, ważnym jest w realizacji testu zachowanie czasu odczytu i akwizycji obrazu po ekspozycji.),

UWAGA1: ocenę przepustowości informacyjnej czułości płyt obrazowych należy wykonywać oddzielnie dla każdego dostępnego formatu płyt.

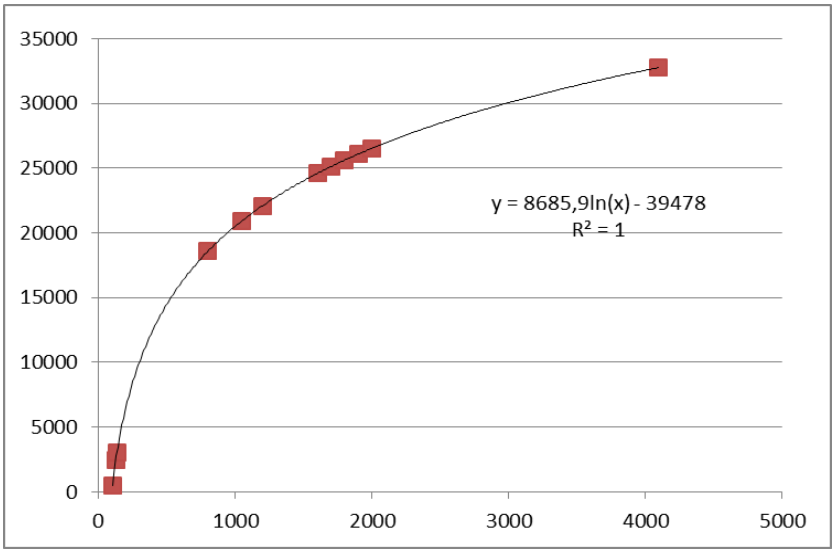
UWAGA 2: należy zbadać różnice między płytami CR przed wykonaniem testu - sprawdzić jednorodność płyt obrazowych przed wykonaniem testu na przepustowość informacyjna.,

Tolerancja:

1. przepustowość informacyjna powinna być zgodna w zakresie 10% (dla danego formatu płyty CR) wartości podanej w specyfikacji (porównać wyniki dla czasu odczytu podanego przez producenta).

11. Wskaźnik dawki (DDI – Detector Dose Indicator):

Cel testu:
Określenie wskaźnika dawki DDI, który związkiem między wartością sygnału odczytanego na obrazie w stosunku do dawki zaabsorbowanej przez detektor obrazu.
np. dla AGFY



UWAGI:

1. DDI jest parametrem zależnym od jakości promieniowania (zależność między DDI i DAK może wyrazić się różnie dla różnych energii tego promieniowania).
2. przy testach akceptacyjnych należy przyjąć wartości kalibracyjne dla DDI podane w protokole producenta).
3. wskaźnik DDI jest parametrem, pozwalającym na określenie zmian czułości systemu obrazowania oraz kalibracje i testowanie systemu AEC (Automatic Exposure Control).
4. wskaźnik DDI zwykle nie ma zależności liniowej od dawki i na potrzeby oceny ilościowej systemów obrazowania wymaga przetransformowania go do funkcji liniowej.
5. należy zmierzyć zależność między DDI a dawką wyrażoną np. w kermie powietrznej (DAK - detector air kerma), dawce wejściowej lub dawce powierzchniowej (DAP - dose-area product). Transpozycję do funkcji liniowej wykonać, jako inwersję pomiarów zależności między DAK i DDI, w podobny sposób jak dla STP.
6. kalibracja DDI powinna być wykonywana zgodnie z metodologią producenta, jeśli taka jest określona.
7. wskaźnik dawki DDI jest związkiem między wartością sygnału odczytanego na obrazie w stosunku do dawki zaabsorbowanej przez płytę obrazową (Tab.1.). Jest to ściśle określone tylko dla podanej ekspozycji i warunków przetwarzania. Testy dla tego wskaźnika należy wykonać w warunkach opisanych w protokołach producenta, jednakże to nie zawsze jest proste do zrealizowania. Dla uproszczenia testów można przyjąć warunki standardowe metod kontroli dla wszystkich systemów np. **75kVp, 1.5 mmCu i 1 minuta opóźnienia między pomiarami/70kVp, 25mm Al i 1 minuta opóźnienia między pomiarami.**

Tab.1. Definicje DDI dla różnych systemów CR (źródło: IPEM report no 32 part 7).

Producent	DDI	Definicja
AGFA	SAL (Scan Average Level)	SAL = 402 √(SK/200) S-klasa szybkości
FUJI	S (Sensitivity value)	S = 1740/K
KODAK	EI (Exposure Index)	EI = 1000*log(K) + C gdzie C = 1060 dla GP

		C = 760 dla HR
KONICA	S (S-value)	S = 1740/K

K – kerma powietrzna (uGy)

UWAGA: Producent AGFY wprowadził nowy DDI – Exposure Index (EI). Systemy AGFY używają aktualnie parametrów SAL, SALlog, w przypadku których należy uzyskać od producenta jasne definicje i zależności w funkcji DAK oraz przeliczniki między SAL i SALlog.

Przyrządy pomiarowe:
- płyty obrazowe CR w testach należy używać kasty testowej/panel obrazowy,
- miernik DAK

Warunki ekspozycji:
1. wysokie napięcie 70 kVp dla filtra dodatkowego 25 mm Al. lub
   wysokie napięcie 75 kVp dla filtra dodatkowego 1,5 mm Cu
2. FFD ok. 120cm,
3. zakres mAs taki, aby DAK był co najmniej w zakresie 0.25-20.0 uGy, dobór manualny ekspozycji.

Realizacja pomiaru:
1. miernik dawki ustawić w odległości około 120 cm od ogniska lampy rtg (minimalizacja efektu „heel"), co najmniej 30 cm powyżej powierzchni stołu lub podłogi, centralnie w osi wiązki promieniowania rtg (układ dla komory jonizacyjnej) lub umiieścić detektor półprzewodnikowy na podłożu w odległości FFD jak dla pomiarów STP i DDI, podkładając pod niego gumę ołowianą,
2. ekspozycje wykonać w warunkach obciążenia prądowo-czasowego o wartości takiej, aby otrzymana w pomiarach kerma powietrzna wynosiła około 10uGy na powierzchni kasety i przy obecności na wyjściu obudowy lampy rtg filtra dodatkowego, określonego przez producenta systemu obrazowania,
3. następnie przeliczyć mAs do uzyskania wymaganych wartości DAK z zakresu stosowanego klinicznie (zgodnie z zależnościami podanymi przez producenta) i wykonać pomiary DAK dla tych warunków.
4. wykonać pomiary DAK i po wykonaniu pomiarów, poddać przeliczeniu do liniowej wartości DDI (DAK_{DDI}) przy użyciu równań zawartych w Tab.4,
5. płytę obrazową umieścić na stole lub podłodze w dużej odległości od lampy rtg ok. 120 cm (ryc. jak w teście STP)
6. w celu zminimalizowania oddziaływania promieniowania wstecznie rozproszonego należy używać arkusza z gumy ołowianej lub dystansowników pod płytą obrazową,
7. wielkość pola ma pokrywać największy wymiar kasety / panelu obrazowego,
8. filtry dodatkowe przymocować na wyjściu obudowy lampy rtg,
9. użyć standardowych warunków ekspozycji np. 75 kVp/filtr dodatkowy 1,5 mmCu lub 70 kVp/filtr dodatkowy 25mm Al i 10uGy kermy powietrznej detektora (DAK),
10. wykonać ekspozycję i odczytać obraz w trybie zgodnym z zaleceniami producenta z czasem opóźnienia 1 minutę (ważnym w tym teście jest uwzględnienie efektu „faddingu" -zanikania sygnału informacji obrazowej w czasie dla systemu CR).

Tab.4. Warunki testu kalibracji DDI dla poszczególnych producentów systemów CR (źródło: IPEM report no 32 part 7).

	AGFA	FUJI	KODAK	KONICA
energia	75kV / 1.5mm Cu	80 kV / bez filtracji dodatkowej	80 kV/ 0.5mm Cu + 1.0mm Al	80 kV / bez filtracji dodatkowej
odczyt/przetwarzanie	2.5min opóźnienia/typ badania „System diagnosis”/odczyt „Flat field”/liniowa sensytometria	10min opóźnienia/system odczytu „Semi-Auto”/L=1	5min opóźnienia/odczyt „Pattern mode”	2min opóźnienia/”Test I”/G=2/F=off
Linearyzowana wartość DDI DAK_{DDI} [uGy]	$DAK_{DDI} = (SAL/402)^2$	$DAK_{DDI} = 1740/S$	$DAK_{DDI} = 10^n$ n= (EI-C)/1000 C=1060 dla GP C=760 dla HR	$DAK_{DDI} = 1740/S$

UWAGA 1: Pomiary można wykonać dla warunków standardowych dla testów specjalistycznych po warunkiem, że w czasie testów akceptacyjnych należy wykonać pomiary bazowe (warunki pomiarów niezależne od zaleceń producenta, jako standaryzacja pomiarów dla wszystkich systemów obrazowania).

UWAGA 2: W przypadku testów akceptacyjnych oraz na potrzeby sprawdzania stałości kalibracji systemu CR należy wykonać pomiary w warunkach podanych przez producenta.

UWAGA 3: Dla systemów CR między pierwszą a dziesiątą minutą po ekspozycji, wartość zapisanego sygnału może obniżyć się w granicach 5-10%. Dlatego czas między ekspozycją a odczytem płyty obrazowej na potrzeby tego testu powinien być określony przez producenta),

Tolerancje: Zgodne z zależnością podaną przez producenta.

Sposób wykonania testu powinien być taki sam jak dla STP. W ogóle test można by „przerzucić” gdzieś bliżej testu STP. Tu jest największy problem z uzyskaniem informacji jaka jest zależność DDI od dawki. Ilu bitowy jest system (Agfa ma systemy NX 15 i 16 bitów i dla każdego jest inny wzór). Ale na to nie mamy wpływu - uwaga RL.

12. Artefakty:

Cel:
Ocena obrazów ze względu na obecność artefaktów pochodzących od systemu analizy/detekcji obrazów, urządzenia diagnostycznego, systemu obrazowania.

UWAGA 1: niedoeksponowanie/przeeksponowanie obrazu:
–zbyt mały sygnał do wykreowania obrazu właściwej jakości – niska wartość SNR, wysoki poziom szumów w stosunku do sygnału użytecznego,
- zbyt duża ilość informacji - efekt kompresji informacji obrazowej (zwłaszcza w przypadku systemów o logarytmicznej odpowiedzi na dawkę).

12.1 artefakty „Moire patterns”

Przyrządy pomiarowe:
1. płyta CR - kaseta testowa

Warunki ekspozycji:
1. napięcie 75 kVp z filtracją dodatkową 1,5 mm Cu/napięcie 70 kVp z filtracja dodatkową 25mm Al,
2. system AEC.

Realizacja pomiaru:
1. ustawić układ detekcyjny (płyta CR) w odległości ogniskowej kratki w stosunku do źródła promieniowania,
2. wykonać ekspozycję płyty CR,
3. test należy wykonać również dla pyty obróconej o 90 stopni oraz dla wszystkich pozostałych wymiarów płyt CR i różnych rozstawów pikseli.

Analiza wyników pomiarów:
1. ocenić obraz na monitorze stacji opisowej, przy powiększeniu 1:1, ze względu na obecność artefaktów „Moire patterns”,

UWAGA 1: W przypadku stosowania w obrazowaniu kratki przeciwrozproszeniowej, zarówno nieruchomej jak i ruchomej, linie tych kratek mogą pojawić się na obrazach diagnostycznych. Większość producentów stosuje w tych systemach software, który umożliwia usunięcie linii kratek, zobrazowanych jako paski jaśniejsze w stosunku do tła. Jednakże, gdy częstość występowania tych pasków w obrazie jest wyższa niż częstotliwość Nyquista wtedy linie kratki będą zafałszowane. Ten efekt może być rozwiązany poprzez stosowanie kratek ruchomych i nieruchomych o gęstości linii nie mniejszych niż 70 pl/cm. Pożądane byłoby, aby linie kratki były prostopadłe do kierunku skanowania – właściwe ustawienie filtru czasowego w czytniku, koryguje zawałszowany obraz. Podczas testów akceptacyjnych system CR powinien zostać sprawdzony ze względu na skuteczność tej korekcji.

Tolerancja: brak obecności artefaktów w obrazie testowym.

12.2. Skuteczność kasowania płyt CR światłem:

Przyrządy pomiarowe:
1. płyty CR - test dotyczy wszystkich dostępnych płyt obrazowych,

Realizacja pomiaru:
1. detektory obrazowe zresetować w pełnym cyklu, aby pozbyć się jakichkolwiek sygnałów powodujących artefakty,
2. tak przygotowany detektor zeskanować w celu sprawdzenia czy otrzymany obraz jest ,,czysty”,
3. procedurę powtórzyć, jeśli na którymś z detektorów pojawią się jakieś artefakty lub pozostałości poprzedniego obrazu.

12.3. Artefakty - Przetwarzanie obrazu

Ważnym w procesie oceny obrazu jest rozpoznanie artefaktów pochodzących od procesu przetwarzania tego obrazu, aby uniknąć pomyłek w jego interpretacji klinicznej. Przyczynami artefaktów pojawiających się w obrazie w wyniku tego procesu to:

1. przeregulowanie sygnału – jeżeli stosowane jest w przetwarzaniu wzmocnienie krawędzi w obrazie, wtedy mogą pojawiać się wyostrzenia tego obrazu. Jeśli algorytm wyostrzania obrazu zostanie zastosowany dla obszaru już zawierającego zmiany ostrości w intensywności, wtedy to może wystąpić efekt przeregulowania lub niedoregulowania sygnału.

2. przetwarzanie szumu – artefakt, który objawia się nieostrą strukturą obrazu i należy ocenić jego wpływu na jakość obrazu w procedurach QC.

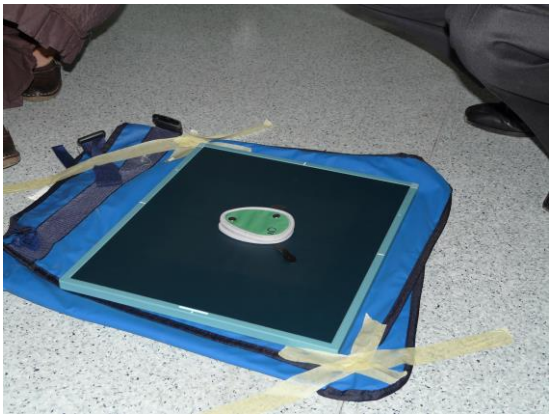
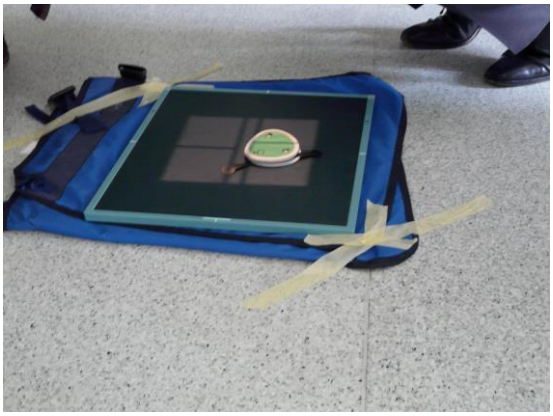
3. niewłaściwa korekcja kolimacji – w przypadku obrazów klinicznych, system obrazowania może być ustawiony na odnajdywanie granic napromienionego obszaru. Czasem system może znaleźć prostą linię w obrazie np. kość palca i ustawić na nią granicę obrazu. W obrazie pojawia się wadliwie ustawiona kolimacja. Rozwiązaniem tej sytuacji jest wyłączenie automatycznej kolimacji dla tego obrazu i ustawienie jej manualnie przez technika.

12.4. Artefakty - Detektory obrazu

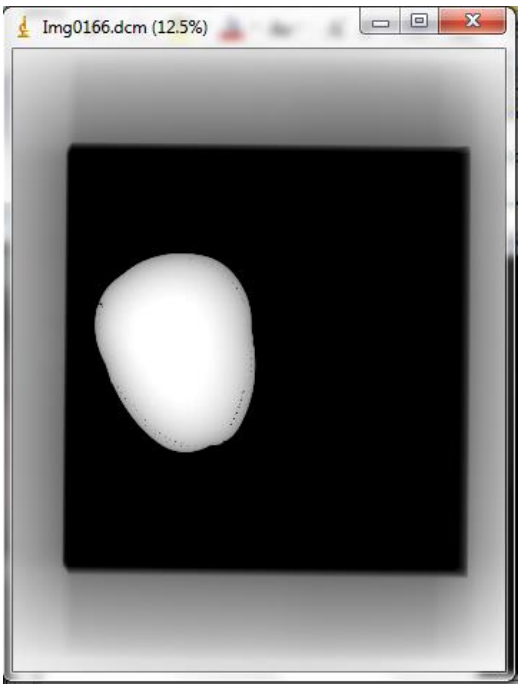
I Metoda -„ghost effect" - system CR

Przyrządy:
1. płyta CR,
2. obiekt nieprzepuszczający promieniowania rtg .

Realizacja pomiaru:
1. pole promieniowania ograniczyć do obszaru tak, aby połowa pola była nieznacznie większa od położonego na płycie elementu,
2. ustawić warunki ekspozycji: wysokie wartości jej parametrów np., 80 kVp/20 mAs lub 50kV bez filtracji dodatkowej,
3. wykonać ekspozycję płyty obrazowej w warunkach FFD około 100 cm i długi czas ekspozycji (np. dla DAK=20uGy) i z umieszczonym na niej materiałem pochłaniającym promieniowanie rtg (np. ołów, element o wysokim współczynniku pochłaniania, o ostrych brzegach i nieznacznej grubości) poza osią wiązki, w centrum jednej z połówek otwartego pola rtg (dla czytników z liniowym źródłem światła laserowego należy użyć w pomiarze największej płyty obrazowej i fantomu paskowego),
4. odczytać płytę obrazową używając standardowego programu jak dla pacjentów,

5. umieścić płytę obrazową po odczytaniu w tym samym miejscu,
6. wykonać ekspozycje w warunkach jak wyżej, ale bez obecności materiału pochłaniającego w układzie pomiarowym, ale przy krótkim czasie ekspozycji,
7. zmienić wielkość kolimacji do obszaru około 10% większego od wielkości kasety (uniknięcie efektu półcienia),
8. wykonać ekspozycje przy małym obciążeniu prądowo czasowym np. 80 kVp/0,5 mAs/bez filtracji dodatkowej,
9. odczytać płytę w warunkach parametrów właściwych dla tego systemu,



Analiza wyników pomiaru:

1. ocenić obraz na monitorze stacji opisowej dobierając warunki odczytu: wąskie okno przeglądowe i odpowiednio ustawionym poziomem odczytu sygnału,
2. wizualnie ocenić obraz ze względu na obecność pozostałości informacji obrazowej z dwóch pierwszych ekspozycji,
3. jeżeli w obrazie są widoczne pozostałości informacji obrazowej z dwóch pierwszych ekspozycji, przeprowadzić ocenę ilościową i odczytać średnią wartość piksela dla tych obszarów oraz obliczyć różnicę w stosunku do średniej wartości piksela z obszaru otaczającego pozostały po pierwszych ekspozycjach obraz.

Tolerancje:

1. Średnia wartość piksela w ROI położonym w obszarze widocznego obrazy „ghost" w stosunku do tła (w obszarze połowy pola, na którym nie był położony obiekt testowy) ma różnić się nie więcej niż 5% dla radiologii klasycznej. Tolerancje dla parametru – do dyskusji.

Dla Agfy robiliśmy: Pierwsza ekspozycja z elementem przysłaniającym z Pb dla „dużych" parametrów ok 435uGy. Druga bez elementu dla „małych" parametrów ok 8,7uGy (obie 50kV). Obraz ocenia się wzrokowo, czy widać ślad. - propozycja RL

II Metoda - opóźnienie obrazów – systemy DR:

Cel: ocena zdolności detektora do zatrzymywania obrazu pochodzącego z poprzedniej ekspozycji.

Przyrządy pomiarowe:

1. detektor obrazowy CR / DR,
2. element/obiekt pochłaniający promieniowanie rtg - np. 1 mm ołowiu, 2 mm miedzi lub 1 mm wolframu o wymiarach co najmniej 5x5 cm^2

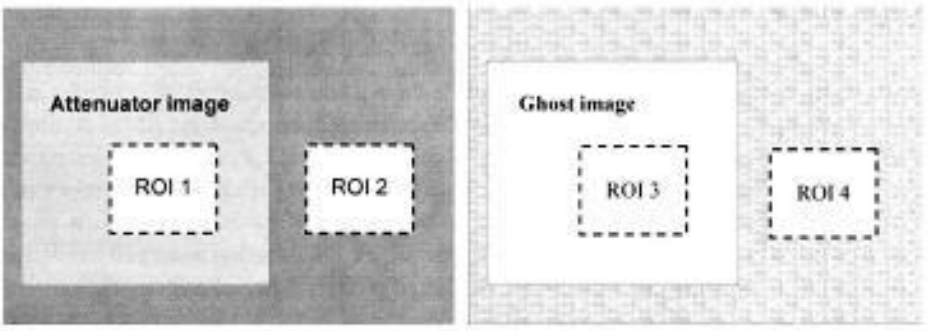
Warunki ekspozycji:

1. 75kVp, 1,5 mm Cu i mAs tak, aby zapewnić 10 uGy na powierzchni detektora,
   70kVp, 25 mm Al i mAs tak, aby zapewnić 10 uGy na powierzchni detektora,

Realizacja pomiaru:

1. wyczyścić poprzedni obraz poprzez pobranie obrazu ciemnego,
2. wykonać ekspozycje w powyższych warunkach (rekomendowane: pomiar bez użycia filtra Cu; 500kV,100mAs FFD=1m, duże ognisko),
3. położyć na powierzchni detektora obrazu CR/DR element pochłaniający, promieniowanie - obiekt należy umieścić na jednej z krawędzi detektora w jej środku,
4. ustawić pole promieniowania obejmuje obiekt, aby nie przekraczało rozmiarów płyty/panelu obrazowego,
5. wykonać ekspozycje w powyższych warunkach, i poczekać około 1 minuty,
6. odczytać obraz i wyczyścić detektor obrazu,
7. drugą ekspozycję wykonać dla detektora, ustawiając pole promieniowania obejmujące cały detektor obrazu (rekomendowane warunki ekspozycji : 70 kV 1,5 mAs),
8. pobrać obraz ciemnego szumu,
9. używając standardowego ROI (około 100x100 pikseli), umieszczonego na obrazach z dwóch ekspozycji oraz ciemnego w tych samym obszarze detektora (Rys.10.), należy obliczyć opóźnienie zgodnie z formułą:

$$lag = \frac{mean(ROI4) - mean(ROI3)}{mean(ROI2) - mean(ROI1)} \times 100\%$$



Rys.10. Umieszczenie ROI na obrazie eksponowanym i obrazie ciemnym.

UWAGA 1: jeżeli detektor został poddany wysokiej ekspozycji, wtedy pierwotny obraz może być chwilowo „wypalany" w detektorze. Ponowna kalibracja detektora może zamaskować go. Jednak po procesie kalibracji zamaskowany przez ten proces „wypalany" obszar, może ujawnić się w następnym obrazie. W tej sytuacji detektor wymaga przeprowadzenia ponownej kalibracji.

Tolerancja:

1. brak widoczności na obrazie artefaktów „ghost",
2. jeżeli artefakty „ghost" są widoczne należy odczytać dla standardowej wielkości ROI wartości MPV – dopuszczalne 2% dla radiologii

ocena obecności rozmyć i lokalnych zaburzeń/zniekształceń

Przyrządy:

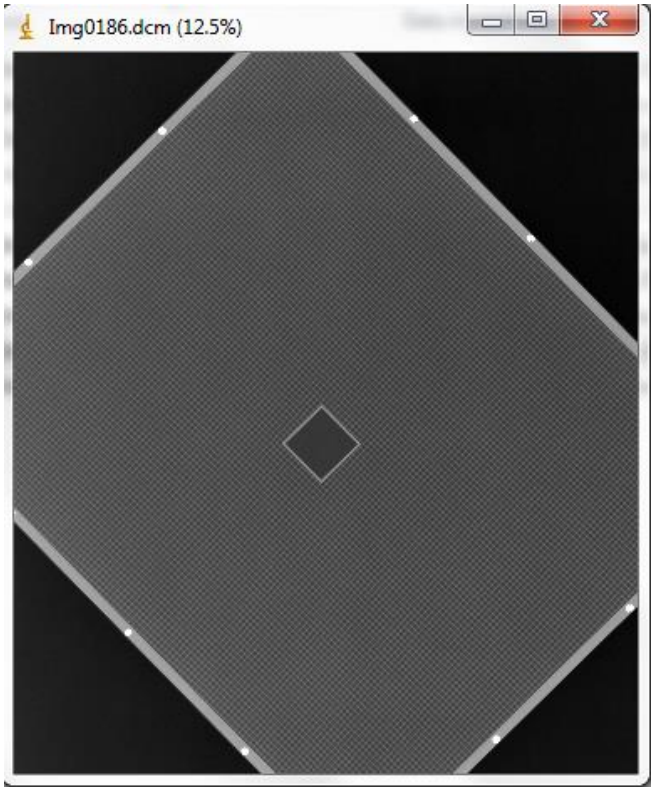
1. detektor obrazu CR/DR,
2. obiekt testowy z siatką do oceny przylegania (1,23 pl/mm gęstość siatki).

Warunki ekspozycji:

1. niskie wartości napięcia lampy rtg (50 kVp) bez obecności filtracji dodatkowej,
2. małe ognisko,
3. obciążenie prądowo-czasowe (np. 2,5mAs), pozwalające na utrzymanie niskiego poziomu szumów,
4. FFD ok. 100-120cm.

Realizacja pomiaru:

1. fantom siatkowy ustawić pod kątem 45° na detektorze obrazu,
2. dobrać ręczne warunki ekspozycji detektora obrazu,
3. wykonać ekspozycję.



Analiza wyników pomiarów:

1. odczytać obrazy w warunkach właściwych dla danego systemu,
2. wyświetlony obraz na monitorze stacji opisowej ocenić ze względu na obecności rozmyć i zniekształceń, stosując maksymalne powiększenie, które pozwala zobaczyć linie siatki, ale nie większe niż powodujące widoczność pojedynczych pikseli na analizowanym obrazie.

zniekształcenia obrazu

Spowodowane są najczęściej zaburzeniem koincydencji między szybkością sczytywania informacji obrazowej przez wiązkę lasera a szybkością przesuwu płyty CR w skanerze. (analiza na podstawie wyniku z testu integralności skanowania wiązki laserowej)

uszkodzenie płyty CR lub obecność obcych obiektów

promieniowanie rozproszone

Płyty CR powinny być przechowywane w obszarze wolnym od promieniowania rozproszonego, pochodzącego od ekspozycji wykonanej np. dla celów diagnostycznych.

uszkodzenie kasety płyty CR

Uszkodzenie kasety przede wszystkim może dotyczyć folii ołowianej, która ma za zadanie redukować wpływ promieniowania wstecznego na płytę obrazową. Jeżeli folia zostanie uszkodzona to promieniowanie wsteczne od mechanizmu poruszającego kratką przeciwrozproszeniową może stać się źródłem artefaktów. (ocena przy teście jednorodności płyt obrazowych).

uszkodzenie warstwy fosforu dla detektorów DR

Jeżeli fosfor lub fotoprzewodnik odłączą się od matrycy TFT lub nastąpi sprzężenie światła wtedy może wystąpić obszar słabszego sygnału lub obszar rozmycia. Jedynym rozwiązaniem w tym przypadku jest wymiana detektora.

nieskorygowane uszkodzone elementy detektora

W ocenie użyć obrazów uzyskanych dla testu jednorodności oraz realizować ją na monitorze stacji opisowej używając funkcji powiększenia obrazu, należy określić wartość nieskorygowanych pikseli i wykonać pomiar średniej wartości piksela w obszarze 1 cm^2 ROI i określeniu wartości pikseli, które różnią się więcej od wartości średniej niż 20%.

rozmycie/uszkodzone linie/artefakty łączenia elementów obrazu

* wadliwe linie/piksele:
- informacja o nieskorygowanych uszkodzonych pikselach powinna być podana przez producenta, a ich ilość w obrazie testowym nie powinna ulec zmianie w stosunku do ilości pierwotnej.
- wykonać obraz dla jednorodnego fantomu testowego w warunkach klinicznych,
- przeprowadzić analizę obrazu poprzez ocenę wizualną lub poszukiwanie obszaru ROI o dewiacji sygnału większej niż 20%. ocenę przeprowadza się na obrazie surowym ,,pre-processing”- ten obraz jest kontrolowany na obecność nieskorygowanych uszkodzonych pikseli (zimnych i gorących).

*efekt szachownicy („checkerboard”):
- detektory cyfrowe są wykonane z wyizolowanych paneli, z których informacje obrazowe są łączone w jedną całość na drodze elektronicznej. Każdy z paneli ma także kilka wzmacniaczy pokrywających odseparowane obszary detektora. Jeżeli odpowiedź któregokolwiek z tych wzmacniaczy lub paneli dryfuje, to może to powodować zmianę w poziomie sygnału i powstawanie ciemniejszych i jaśniejszych obszarów w obrazie diagnostycznym lub testowym. Najprostszym rozwiązaniem tego problemu jest wprowadzenie korekcji na płaskość panelu Efekt szachownicy może pojawiać się także, jeśli temperatura detektora jest znacząco różna od temperatury, w której wykonano jego kalibrację. Wynika to z wrażliwości wzmacniaczy i zmiany ich czułości wraz z temperatura. Dlatego system obrazowania musi mieć kontrolowana temperaturę detektora.

*artefakty, wynikające z łączenia informacji obrazowej z paneli detektora obrazu („stitching artefacts”):

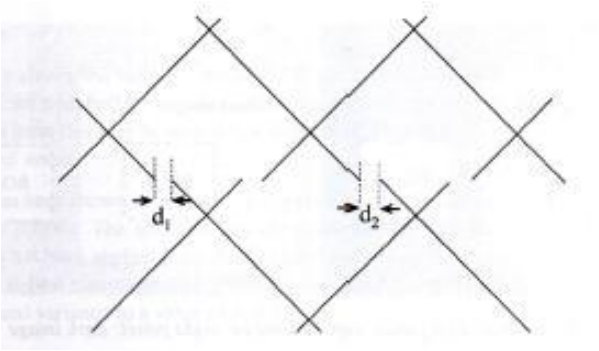
Przyrządy pomiarowe:
1. Detektor DR,
2. fantom siatkowy o drobnej strukturze (np. Leeds TO MS4 - częstotliwości przestrzenna 1.23 cyklu.mm)

Warunki ekspozycji:
1. FFD = 1m,
2. niskie napięcie (np. 50kVp),

3. wysokie obciążenie prądowo-czasowego, zapewniające niski poziom szumu bez efektu wysycenia,

Realizacja pomiaru:
1. wykonać obraz obiektu testowego w pozycji, w której linie siatki znajdują się pod kątem około 45 stopni do linii detektora,
2. test przeprowadzić dla całego obszaru detektora,

Analiza wyników pomiarów:
1. ocenić obraz siatki ze względu na obecność rozmyć, zniekształceń i artefaktów (obraz ocenić na powiększeniu pozwalającym zobaczyć obraz kratki, ale nie większym niż powodującym widoczność pojedynczych pikseli na obrazie),
2. w przypadku pojawienia się nieciągłości należy wykonać pomiar szerokości przerwy między elementami obrazu,
3. artefakty pochodzące od składania elementów obrazów będą widoczne, jako przerwy w liniach zobrazowanej siatki. Jeśli linie siatki są dokładnie pod kątem 45 stopni to zmierzone wielkości nieciągłości d1 i d_2 będą dokładną miarą różnic składnia (Rys.9.).



Rys.9. Drobna siatka pod katem 45 stopni na linii składania elementów obrazu (źródło: IPEM report no 32 part 7).

UWAGA 1: między płytkami detektora mogą znajdować się potencjalnie luki, których wymiar nie powinien być znaczący z punktu widzenia tworzenia obrazu diagnostycznego (akceptowalne dla diagnostyki ogólnej jest 100um).

Tolerancje: nieciągłości rzędu jednego lub dwóch pikseli należy uznać niedopasowanie za znaczące.
lub
Tolerancje: dopuszczalne niedopasowanie 0,4 mm (wg IPEM).
Uwaga po dyskusji grupy

12.5. Czytniki obrazu

ocena integralności skanowania wiązki laserowej
Warunki ekspozycji:
- warunki ekspozycji: 70 kVp z filtracją dodatkową powinny przy odpowiednim obciążeniu prądowo-czasowym zapewnić DAK na poziomie 20 uGy na powierzchni płyty obrazowej,

Realizacja pomiaru:
* odczytać płytę CR z przy parametrach właściwych dla tego systemu,
* wykonać ekspozycje płyty obrazowej z umieszczoną na niej taśmą pod niewielkim kątem w stosunku do kierunku skanowania,
* widok brzegu taśmy ocenić na uzyskanym obrazie w warunkach dziesięciokrotnego powiększenia i przy takiej szerokości okna odczytowego, aby uzyskać największą polaryzację z czarnego koloru tła do białego koloru obrazu taśmy,
* krawędź taśmy powinna być zobrazowana bez zniekształceń na całej długości.

przeskalowanie

Przyrządy:
1. Detektor obrazu CR/DR
2. Obiekt testowy siatkowy lub taśma ołowiana

Warunki ekspozycji:

1. niskie wartości napięcia (50 kVp), bez filtracji dodatkowej,
2. obciążenie prądowo-czasowe gwarantujące zobrazowanie obiektów testowych,
3. FFD – detektor w odległości ogniskowej.

Realizacja pomiaru:
1. w teście użyć fantomu siatkowego lub taśmy ołowianej (w przypadku tej drugiej należy wykonać dwie ekspozycje, kładąc taśmę w poszczególnych obrazach prostopadle), położone bezpośrednio w centrum płyty obrazowej/panelu obrazowego,
2. odczytać obrazy i przesłać informację do stacji opisowej,
3. określić odległości na zobrazowanych fantomach, uwzględniając współczynnik powiększenia wynikający z warunków geometrycznych układu pomiarowego.

Tab.5.Testy rutynowe dla systemu CR (źródło: IPEM report no 32 part 7)

Testowany parametr	Poziom naprawczy	Poziom wstrzymania
Powtarzalność DDI	CoV DAK_{DDI}>10%	CoV DAK_{DDI}>20%
Odtwarzalność DDI	Odniesienie +/- 20%	Odniesienie +/- 40%
Szum ciemny	Odniesienie +/- 50%	NA
Wizualna ocena jednorodności	Widoczne artefakty	Artefakty wpływające na wartość kliniczną obrazu
Mierzona jednorodność	Średnia wartość pikseli w ROI, skorygowana na STP +/- 10%	Średnia wartość pikseli w ROI, skorygowana na STPI +/- 20%
Skuteczność czyszczenia płyty obrazowej	Widoczne duchy	>1%
Progowy kontrast obrazu	Odstępstwo krzywej dopasowania od wartości odniesienia >30%	NA
SNR	Odniesienie +/-15%	Odniesienie +/-30%
Limitująca wysokokontrastowa rozdzielczość	Odniesienie (45 st obraz) - 25%	NA

Rozmycia	Rozmycia	NA
Działanie wiązki laserowej	Występujące rzadko drganie	NA
Błąd skalowania: pomiary kalibracyjne	Błąd > 4%	Decyzja lokalna zależna od klinicznego zastosowania obrazów
Błąd skalowania: proporcje	<0.96 i >1.04	Decyzja lokalna zależna od klinicznego zastosowania obrazów

Tab.6. Specyfikacja warunków ekspozycji i odczytu dla poszczególnych testów. W przypadku sprawdzenia lasera, skalowania czytnika i testu na obecność artefaktów „Moire patterns" warunki testu nie są ważne (źródło: IPEM report no 32 part 7).

	AGFA	FUJI	KODAK	KONICA
Kalibracja DDI/zgodność: spektrum energetyczne	75kVp/1.5mmCu	80kVp/bez filtracji dodatkowej	80kVp/0.5mmCu + 1mmAl	80kVp/bez filtracji dodatkowej
Kalibracja DDI/zgodność: odczyt	2.5min opóźnienia/S=200/typ badania „System Diagnosis"/odczyt „Flat Field"/liniowa sensytometria	10min opóźnienia/moduł odczytowy „Semi-Auto"/L=1 lub 2	5min opóźnienia/ „Pattern body part"	2min opóźnienia/ Test 1/ / G=2/ F off
Jednorodność/STP: odczyt	S=200/ typ badania „System Diagnosis"/odczyt „Flat Field"	Liniowość („Linearity") /S=200 / L=2	Moduł „Pattern"	Moduł odczytowy „Fix"
Jednorodność/STP: analiza	SAL (ROI>10 000 pikseli w centrum obrazu) lub wartość piksela	Wartość piksela	Wartość piksela	QC S-wartość, E&F odczyt wyłączony, (będzie dawać inne wartości S w stosunku do „Testu 1")
STP: zależność	Pierwiastek kwadratowy dla SAL, logarytmiczny dla surowych wartości pikseli	Logarytmiczny	Logarytmiczny	Logarytmiczny
Szum ciemny: odczyt	S=800/ typ badania „System Diagnosis"/odczyt „Flat Field"	moduł odczytowy „Fixed"/ S=100000/L=1 „Dark Noise"	Moduł „Pattern"	Moduł odczytowy „Fix"
Cykl czyszczenia	S=200/ typ badania „System Diagnosis"/odczyt „Flat Field"	moduł odczytowy „Semi-Auto"/L=1 lub 2	Moduł „Pattern"	Moduł odczytowy „Semi Fix"/ G=1

Progowy kontrast obrazu: odczyt	S=200/ typ badania „System Diagnosis”/odczyt „Flat Field”	moduł odczytowy „Semi-Auto”/test „sensitivity” / GA=1	Moduł „Pattern” z danymi surowymi i bez wzmacniania krawędzi	QC S-wartość, E&F odczyt wyłączony
Limitująca rozdzielczość przestrzenna: odczyt	S=100/ typ badania „System Diagnosis”/odczyt „Flat Field”	moduł odczytowy „Fixed”/ S=200/L=2	Moduł „Pattern” z danymi surowymi i bez wzmacniania krawędzi	QC S-wartość, E&F odczyt wyłączony

Tab.8. Testowane parametry i poziomy ich akceptowalności w systemach obrazowania CR (źródło: IPEM report no 32 part 7).

Testowany parametr	Poziom akceptowalny
Kalibracja DDI	20%
Powtarzalność DDI	CoV DAK_{DDI}<10%
Różnice między płytami obrazowymi CR	DAK_{DDI} różnice <20% między detektorami
Różnice między czytnikami	DAK_{DDI} różnice <20% między czytnikami
STP	Prosta zależność
Szum ciemny	AGFA: SAL<100 FUJI: wartość piksela<200 KODAK: EI<80 (płyty GP) KODAK: EI<380 (płyty HR) KONICA: wartość piksela<3975
Wizualna ocena jednorodności	Brak jednoznacznych artefaktów. Czyste i niezniszczone płyty obrazowe
Mierzalna ocena jednorodności	Średnia wartość pikseli w ROI, skorygowana na STP +/- 10%
Zapewnienie cyklu czyszczenia	Brak obecności w obrazach „duchów” poprzednich obrazów
Rozmycia	Brak rozmytych obszarów
Progowy kontrast obrazu	Porównanie z innymi systemami lub z danymi publikowanymi
Zmienność szumu z wartością DAK	Porównanie z innymi systemami
SNR	Porównywane z innym systemami testowanymi
Limitująca wysokokontrastowa rozdzielczość przestrzenna	>0.70/2Δp mierzone dla skanu lub sub-skanu
Funkcjonowanie lasera odczytowego	Krawędzie wzdłuż całego obrazu, uformowane charakterystyczne „schodki” w poprzek obrazu
Błąd skalowania: pomiary kalibracyjne	<4%
Błąd skalowania: proporcje	W zakresie 1+/-0.04
Wzory „Moire” i kratka	Nie widoczne

przeciwrozproszeniowa	

Uruchomienie i rutynowa kontrola systemu DR (Tab.7. i Tab.8.)

UWAGA 1: wiele testów dla radiografii cyfrowej z systemami obrazowania DR jest podobnych lub takich samych jak w radiografii z systemami CR.

UWAGA 2: Podczas badania detektora DR zaleca się:

1. aby kratka przeciwrozporszeniowa była usunięta z pola obrazowania,
2. zachowanie dużej odległości między detektorem a źródłem promieniowania (FDD),
3. aby obraz podlegający ocenie w testach poszczególnych parametrów był jak najmniej przetworzony,
4. należy sprawdzić, czy kalibracja detektora została przeprowadzona przed rozpoczęciem testów do oceny jakości obrazu, odnosząc się do specyfikacji producenta, w której ten określa jak często powinno być to wykonywane,
5. należy uwzględnić przy definiowaniu warunków przeprowadzania testów temperaturę otoczenia, ponieważ może wpływać na poziom szumu elektronicznego tego detektora (jeśli temperatura detektora jest wyświetlana przez system, to należy ją rejestrować).

Tab.8. Testowane parametry i poziomy ich akceptowalności w systemach obrazowania DR (źródło: IPEM report no 32 part 7)

Testowany parametr	Poziom akceptowalny
Kalibracja DDI	20%
Powtarzalność DDI	CoV DAK_{DDI}<10%
Różnice między detektorami	DAK_{DDI} różnice <20% między detektorami
STP	Prosta zależność
Szum ciemny	Minimalna struktura i porównywane z innym systemami testowanymi lub danymi publikowanymi
Mierzona i wizualna ocena jednorodności	Brak jednoznacznych artefaktów wartości STP korygowanego ROI wewnątrz średniej +/-10%
Nieskorygowane elementy detektora	Brak nieskorygowanych pikseli
Rozmycia/uszkodzone linie/artefakty łączeń elementów	**Brak rozmytych obszarów, brak sąsiadujących uszkodzonych linii (*)**
Artefakty łączenia elementów detektora	<0.4mm
Zatrzymywanie obrazu	<0.5%
Progowy kontrast obrazu	Porównywane z innym systemami testowanymi lub danymi publikowanymi
Zróżnicowanie szumu z kerma powietrzną detektora	Porównywane z innym systemami testowanymi

SNR	Porównywane z innym systemami testowanymi
Limitująca wysokokontrastowa rozdzielczość przestrzenna	>0.70/2Δp
Błąd skalowania: pomiary kalibracyjne	<4%
Błąd skalowania: proporcje	W zakresie 1+/-0.04

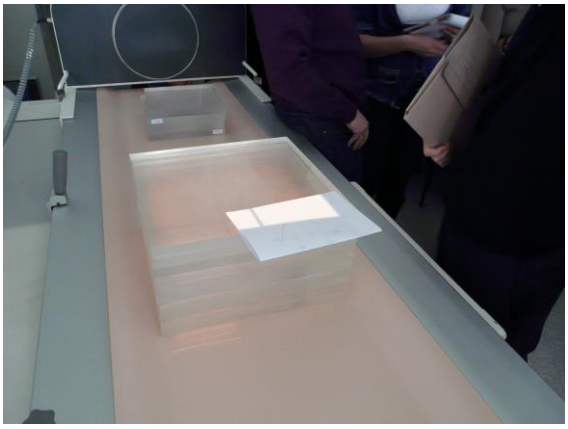
(*) - W IPEM chyba jest "new blurred areas", i to ma jakiś sens. Skoro przy "poziomie wstrzymania" jest decyzja uznaniowa, to można dostrzec jakieś rozmycie i po analizie zaakceptować jego obecność. A potem pilnować czy nie ma nowych, na to zaakceptowane nie zwracając już uwagi – Uwaga WS.

Tab.9. Poziomy reagowania dla systemów DR.

Testowany parametr	Poziom naprawczy	Poziom wstrzymania
Powtarzalność DDI	CoV DAK_{DDI}>10%	CoV DAK_{DDI}>20%
Odtwarzalność DDI	Odniesienie +/- 20%	Odniesienie +/- 40%
Szum ciemny	Odniesienie +/- 50%	NA
Mierzona jednorodność	Średnie STP skorygowanego ROI +/- 5%	Średnie STP skorygowanego ROI +/- 10%
Rozmycia/uszkodzone linie/artefakty połączeń elementów detektora	Brak rozmyć, dwie uszkodzone linie obok siebie lub oddzielone przez jedną linię	Decyzja bazująca na dostrzegalnych efektach na obrazach klinicznych
Nieskorygowane uszkodzone elementy detektora	Nie skorygowane piksele	NA
Zatrzymanie obrazu	>0.5%	>1.0%
Progowy kontrast obrazu	Odstępstwo krzywej dopasowania od wartości odniesienia >30%	NA
SNR	Odniesienie +/- 15%	Odniesienie +/- 30%
Limitująca rozdzielczość przestrzenna	Odniesienie (obraz 45st) -25%	NA
SWCTF	Odniesienie +/- 10% lub +/- 0.05 (w zależności co większe)	NA
Błąd skalowania: kalibracja pomiaru	Błąd > 4%	Decyzja zależna od klinicznego zastosowania obrazów
Błąd skalowania: proporcje	<0.96 i >1.04	Decyzja zależna od klinicznego zastosowania obrazów

13. Ocena systemu AEC (detektor obrazowy CR i DR)

Cel: Ocena czy system AEC zapewnia optymalną jakość obrazowania przy mozliwie najniższej dawce.



Przyrządy pomiarowe:

1. fantom PMMA/fantom wodny/WTE - grubości 10, 15, 20 cm (uwaga: nie zaleca się stosowania filtrów Cu - fantom PMMA/fantom wodny/WTE stanowią ekwiwalent pacjenta, warunki zbliżone do klinicznych).

   Zastanawiam się nad doborem grubości PMMA. Dla testu przy zmianie gr. fantomu może powinny być narzucone grubości np. 10, 15 i 20 cm. Dla kompensacji kV powinna być grubość 20 cm? Standardowo to my testujemy dla 15cm. – uwaga RL

2. miernik DAK

13.1. Powtarzalność systemu AEC

Realizacja pomiaru:

1. fantom o grubości 20 cm ustawić w osi wiązki,
2. wymiar pole promieniowania ustawić wewnątrz powierzchni fantomu (w przypadku płyt obrazowych CR, gdy ich rozmiary są mniejsze od wymiarów fantomu, należy pole promieniowania ograniczyć do wielkości płyty obrazowej),
3. płytę obrazową umieścić w prowadnicy bucky/panel ustawić w pozycji diagnostycznej,
4. ustawić parametry ekspozycji dla stosowanych warunków klinicznych np. AEC, komora środkowa, 80kV, duże ognisko,
5. obraz odczytać w reżimie parametrów procesu jak dla pomiaru jednorodności/STP,
6. procedurę powtórzyć trzykrotnie notując uzyskane wartości mAs

Tolerancja: dopuszczalna jest 10% różnica wartości mAs od wartości średniej

UWAGA 1: należy zachowywać powinien być zachowany stały odstęp czasu między ekspozycją a odczytaniem płyty obrazowej CR.

UWAGA 2: należy zachowywać właściwy czas opóźnienia między odczytem panelu obrazowego a następną ekspozycją (czas na skuteczne „kasowanie" sygnału obrazowego).

13.2. Ocena systemu AEC przy zmianie komór systemu AEC

Realizacja pomiaru:

1. fantom o grubości 20 cm ustawić w osi wiązki,
2. wymiar pole promieniowania ustawić wewnątrz powierzchni fantomu (w przypadku płyt obrazowych CR, gdy ich rozmiary są mniejsze od wymiarów fantomu, należy pole promieniowania ograniczyć do wielkości płyty obrazowej),
3. płytę obrazową umieścić w prowadnicy bucky/panel ustawić w pozycji diagnostycznej,
4. ustawić parametry ekspozycji dla stosowanych warunków klinicznych np. AEC, komora środkowa, 80kV, duże ognisko,
5. wykonać ekspozycję i odnotować otrzymane wartości mAs,
6. obraz odczytać w reżimie parametrów procesu jak dla pomiaru jednorodności/STP,
7. procedurę powtórzyć każdorazowo zmieniając komory systemu AEC i notując uzyskane obciążenia prądowo-czasowe mAs

Analiza wyników pomiarów:

1. na otrzymanych obrazach odczytać w standardowym ROI średnia wartość piksela (MPV) i odchylenie standardowe (SD) dla każdego z otrzymanych obrazów.
2. Wyznaczyć wartość SNR.

Tolerancja: Dopuszczalna jest 10% różnica wartości mAs lub SNR od wartości średniej

13.3 <u>Ocena systemu AEC przy zmianie grubości fantomu (stała wartość kV)</u>

Realizacja pomiaru:

1. fantom o grubości 10 cm ustawić w osi wiązki,
2. wymiar pole promieniowania ustawić wewnątrz powierzchni fantomu (w przypadku płyt obrazowych CR, gdy ich rozmiary są mniejsze od wymiarów fantomu, należy pole promieniowania ograniczyć do wielkości płyty obrazowej),
3. płytę obrazową umieścić w prowadnicy bucky/panel ustawić w pozycji diagnostycznej,
4. ustawić parametry ekspozycji dla stosowanych warunków klinicznych np. AEC, komora środkowa, 80kV, duże ognisko,
5. obraz odczytać w reżimie parametrów procesu jak dla pomiaru jednorodności/STP,
6. wykonać kolejne ekspozycje zmieniając grubość stasowanego fantomu i notując otrzymane mAs,

Analiza wyników pomiarów:

1. na otrzymanych obrazach odczytać w standardowym ROI średnia wartość piksela (MPV) i odchylenie standardowe (SD) dla każdego z otrzymanych obrazów.

2. Wyznaczyć wartość SNR.

Tolerancja: Dopuszczalna jest 10% różnica wartości mAs dla poszczególnych grubości fantomu lub SNR w stosunku do wartości średniej.

13.4 Ocena systemu AEC przy zmianie napięcia kV

Realizacja pomiaru:

1. fantom o grubości 20 cm ustawić w osi wiązki,
2. wymiar pole promieniowania ustawić wewnątrz powierzchni fantomu (w przypadku płyt obrazowych CR, gdy ich rozmiary są mniejsze od wymiarów fantomu, należy pole promieniowania ograniczyć do wielkości płyty obrazowej),
3. płytę obrazową umieścić w prowadnicy bucky/panel ustawić w pozycji diagnostycznej,
4. ustawić parametry ekspozycji dla stosowanych warunków klinicznych np. AEC, komora środkowa, 80kV, duże ognisko,
5. wykonać ekspozycję i odnotować otrzymane wartości mAs,
6. obraz odczytać w reżimie parametrów procesu jak dla pomiaru jednorodności/STP,
7. wykonać kolejno ekspozycje dla napięć z zakresu stosowanego klinicznie (np. 60kV-140kV, z przyjętą siatką pomiarową), każdorazowo notując uzyskane mAs,

Analiza wyników pomiarów:

1. na otrzymanych obrazach odczytać w standardowym ROI średnia wartość piksela (MPV) i odchylenie standardowe (SD) dla każdego z otrzymanych obrazów.
2. Wyznaczyć wartość SNR.

Tolerancja: Dopuszczalna jest 10% różnica wartości mAs dla poszczególnych napięć lub SNR od wartości średniej.

13.5. Kontrola AEC przy zmianie poziomu zaczernienia

Realizacja pomiaru:

1. fantom o grubości 20 cm ustawić w osi wiązki,
2. wymiar pole promieniowania ustawić wewnątrz powierzchni fantomu (w przypadku płyt obrazowych CR, gdy ich rozmiary są mniejsze od wymiarów fantomu, należy pole promieniowania ograniczyć do wielkości płyty obrazowej),
3. płytę obrazową umieścić w prowadnicy bucky/panel ustawić w pozycji diagnostycznej,
4. ustawić parametry ekspozycji dla stosowanych warunków klinicznych np. AEC, komora środkowa, 80kV, duże ognisko,
5. wykonać ekspozycję i odnotować otrzymane wartości mAs,

6. wykonać ekspozycje dla co najmniej poziomów zaczernienia (poziom najniższy, poz. stosowany klinicznie, poziom najwyższy), każdorazowo notując uzyskane obciążenia prądowo-czasowe mAs,

Analiza wyników pomiarów:

1. na otrzymanych obrazach odczytać w standardowym ROI średnia wartość piksela (MPV) i odchylenie standardowe (SD) dla każdego z otrzymanych obrazów.
2. Wyznaczyć wartość SNR.

Tolerancja: Dopuszczalna jest 10% różnica wartości mAs dla poszczególnych poziomów zaczernienia lub SNR od wartości średniej.

13.6 Bezpiecznik czasowy

Realizacja pomiaru:

1. położyć fartuch ołowiowy na powierzchni stołu diagnostycznego nad komorami systemu AEC
2. wykonać ekspozycję oczekując przerwania ekspozycji i sygnału , wyświetlenia błędu,
3. sprawdzić odcięcie ekspozycji dla każdej z komór systemu AEC oddzielnie.

Tolerancja: System bezpiecznika czasowego powinien przerwać ekspozycję z komunikatem błędu.

Piśmiennictwo:

1) AAPM REPORT NO. 93, Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems, 2006.
2) AAPM REPORT NO. 96, The measurement, reporting and management of radiation dose in CT, 2008.
3) AAPM REPORT NO. 116, , An exposure indicator for digital radiography, 2009.
4) AAPM REPORT NO. 74, Quality control in diagnostic radiology, 2002.
6) IPEM report no 32 part 7, Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X –Ray

GLOSARIUSZ

Aliasing (*aliasing*)**:** dla obrazu cyfrowego, aliasing (zafałszowanie) występuje, gdy są obecne częstotliwości przestrzenne w sygnale (np. w obrazie świetlnym wytwarzanym przez przetwornik rentgenowski), które są większe niż częstotliwość Nyquista f_N (określona przez odległość między pikselami wraz z przerwą między nimi dla detektora cyfrowego). „Zafałszowane" częstotliwości pojawiają w obrazie cyfrowym się jako mniejsze niż są w rzeczywistości ("takes the alias" – zafałszowanie jest brane z dolnej częstotliwości)

Częstotliwość Nyquist'a (f_N): maksymalna częstotliwość, która może być odtwarzana przez próbkowane dane (tj. obrazu cyfrowego). f_N jest wyrażone przez $1/(2\Delta p)$, gdzie Δp jest rozmiarem piksela (patrz aliasing).

DICOM (*Digital Imaging and Communications w Medicine*): powszechnie akceptowany standard przechowywania i przenoszenia obrazów medycznych pomiędzy systemami różnych producentów (Standard NEMA DICOM i/lub ISO 12052).

DQE (*Detective Quantum Efficiency*): kwantowa wydajność detekcji opisuje zdolność detektora promieniowania rentgenowskiego do przenoszenia SNR jako funkcji częstotliwości przestrzennej w stosunku do idealnego czujnika.

Fantom jednorodny: w radiografii ogólnej fantom wykonany z jednorodnego materiału osłabiającego promieniowanie jonizujące w taki sam sposób jak tkanka, w zakresie absorpcji lub rozpraszania promieniowania jonizującego.

Fosfor fotostymulacyjny (*Photostimulable fosfor*)**:** PSP - materiał, który jest w stanie absorbować promieniowanie rentgenowskie i przechowywać je w postaci energii w pułapkach energetycznych, a później emitować jako światło, gdy zostanie zastymulowany przez światło o odpowiedniej częstotliwości. Materiały PSP stanowią podstawę detektorów CR.

Funkcja przenoszenia modulacji (*Modulation Transfer Function*)**:** MTF opisuje transfer sygnału przez system w funkcji częstotliwości przestrzennej.

Głębokość bitowa (*bit-depth*)**:** Liczba bitów regulujących poziomy jasności przypisanych do piksela. Większa głębokość bitowa równa się większej ilości dostępnych poziomów szarości.

Główny region detektora obrazu: w aparatach rentgenowskich z detektorem cyfrowym obszar odpowiadający położeniu aktywnej powierzchni sensora systemu automatycznej kontroli ekspozycji (AEC).

Korekcja offsetu: mapa, która definiuje szum ciemny dla każdego piksela.

Mapa korekcji wzmocnień (*Gain correction map*)**:** mapa relatywnej czułości elementów detektora.

Mapa korekcyjna pikseli (*Pixel Correction Map*)**:** mapa, która określa położenie wadliwych pikseli lub elementów dyskretnych w cyfrowym detektorze (*Del*).

Nieskorygowany obraz (*uncorrected image*)**:** obraz przed skorygowaniem na charakterystykę detektora obrazowego (mapa korekcji wzmocnień, offset)

Obraz przetworzony (*Postprocessed image*)**:** skorygowany obraz podczas procesu przetwarzania w wyniku, którego obraz jest gotowy do prezentacji na monitorze. W nagłówku DICOM, wartość zakładki *„Presentation Intent Type (0008,0068)",* jest ustawiona jako "*for presentation*" (do prezentacji).

Obraz surowy (*Pre-processed image*)**:** nieskorygowany obraz, który został przetworzony ze względu na korekcję niejednorodności związanych z detektorem

Piksel: najmniejszy wyświetlany element używany do utworzenia obrazu (termin pochodzi od *Picture Element*).

Piksel Pitch (*Pixel Pitch*)**:** fizyczna odległość między środkami sąsiednich pikseli. Wartość jest zapisana w nagłówku DICOM w zakładce „Pixel Spacing (0028,0030 i jest równa odstępom elementów detektora.

PMMA: polimetakrylan metylu. Materiał często używany do symulacji absorpcji promieniowania rentgenowskiego i warunków rozproszenia jak dla warunków klinicznych. PMMA jest również znany jako pleksi, lucite i akryl.

Progowy kontrast (*Threshold Contrast*)**:** Kontrast ostatniego obiektu testowego o danej średnicy, który jest "widoczny" dla obserwatorów podczas pomiaru. Parametry stosowane do obliczania tego kontrast muszą być jasno określone, np. kerma powietrzna, średnia energia wiązki promieniowania rentgenowskiego, liczba fotonów itd.

ROI (*Region of Interest*)**:** obszar zainteresowania określony na obrazie, z którego wyznaczane są średnia wartość piksela (*PV mean*), odchylenie standardowe lub obliczane są inne miary statystyczne. ROI może być kwadratem, kołem, elipsą itp. Powierzchnia ROI jest określana miarą fizyczną lub wyrażona w pikselach.

Skorygowany obraz: Obraz, który został skorygowany na obecność wadliwych elementów detektora i na różnice czułości tych elementów (przesunięcia i wzmocnienia), przy użyciu map korekcji. Ta forma obrazu jest definiowana także jako nieprzetworzony obraz (*unprocessed image*).

Standardowe warunki ekspozycji: zalecane: 70kV i l.0mm Cu dodatkowa filtracja, choć poszczególne jednostki mogą wybrać różne warunki. Widma energetyczne IEC RQA powinny być stosowane do pełnego badania zależności energetycznej różnych właściwości detektora.

Stosunek różnicy sygnału do szumu (SdNR - *Signal difference-to-Noise Ratio*)**:** parametr jakości obrazu bazujący na kontraście sygnału (dostarczone przez wejściowe widmo rentgenowskie) i szum obrazu (wzięty z jednolitego obszaru tła). SdNR dla obiektu o nominalnym kontraście oblicza się stosując pomiarów ROI'a według poniższego wzoru:

SdNR = (średnie PV (obiekt) - średnie PV (tło)) / SD (tła)

SdNR jest determinowany wielkością piksela detektora, więc należy zachować ostrożność przy porównywaniu wartości SdNR między różnymi systemami. SdNR musi być obliczone ze zlinearyzowanego obrazu. Jest znane także jako kontrast do szumu (CNR).

Stosunek sygnału do szumu (SNR – *Signal-to-Noise Ratio*)**:** ten termin jest używany w odniesieniu do SNR w obrazie, obliczonego z ROI umieszczonego na środku obrazu:

SNR = PV skorygowany na offset /SD

Wartość piksela: dyskretna wartość przypisana do piksela. Należy zwrócić uwagę na typ obrazu (RAW, itp.) przy wykonywaniu pomiaru wartości piksela, ponieważ może to mieć wpływ na uzyskane wyniki. Do wartości pikseli może być dodawana wartość offsetu (tak, że nie ma żadnych „ujemnych" pikseli w obrazie). Wartość netto piksela = Wartość Piksela – Offset i jest znana jako *Offset Corrected PVs*.

Warstwa półchłonna (HVL)**:** grubość określonego materiału, który w warunkach wąskiej wiązki, osłabia promieniowanie rentgenowskie o określonej energii promieniowania lub określonym widmie, w taki sposób, że moc kermy, moc dawki ekspozycyjnej lub moc dawki pochłoniętej jest zmniejszona do połowy tej wartości zmierzonej bez materiału.

Widmo mocy szumu (*Noise power spectrum*)**:** dla rentgenowskiego obrazu cyfrowego NPS jest rozkładem szumu obrazu (zmiana wartości od piksela do piksela) w przestrzennych kanałach częstotliwości powyżej częstotliwości Nyquist'a.

Właściwość transferu sygnału (STP - *Signal Transfer Property*)**:** określa związek między parametrem wyjściowym (zwykle wartość piksela (PV), która jest niemianowana) i kermą powietrzną lub liczbą fotonów/mm^2 w płaszczyźnie wejściowej detektora. Funkcja ta jest używana do linearyzacji i normalizacji obrazu podczas wykonywania obiektywnej analizy jakości obrazu. Parametr jest również znany jako funkcja odpowiedzi detektor lub funkcji konwersji. STP jest zależne od energii.

Wskaźnik dawki detektora (*Dose Detector Indicator*)**:** liczba (określona zazwyczaj ścisłą definicją przez producenta), która jest związana z dawką pochłoniętą w detektorze rentgenowskim.

Zliniowana wartość DDI (*Linearised DDI value*)**:** wartość DDI, która została zlinearyzowana, poprzez zastosowanie odwrotnej zależności DDI i DAK, to wartość będzie zbliżona do wartości DAK.