

Suplement do procedur radiologicznych

Mgr inż. Jerzy Kuźnicki

Dawka dla pacjenta związana jest z parametrami techniki rentgenowskiej (kV, mAs, kratka, SID, filtracja, kolimacja wiązki), jakością i penetracją wiązki rtg, ilością energii wprowadzanej do ciała i rozmiarem oraz powierzchnią napromieniowanego ciała. Ekspozycja na detektor zdeterminowana jest pozostałym promieniowaniem (pierwotne promieniowanie przepuszczone przez pacjenta i promieniowanie rozproszone przez pacjenta) które jest absorbowane, przetworzone na sygnały elektroniczne i tworzy cyfrowy obraz radiograficzny z określoną wydajnością kwantową (DQE).

To DQE jest miarą wydajności przekazu informacji, która jest zależna nie tylko od wydajnej absorpcji promieniowania rtg ale również od konwersji na użyteczny sygnał z minimalnym zniekształceniem przez inne źródła szumów (jak szумы elektroniczne i artefakty). Wskaźnik ekspozycji jest miarą poziomu sygnału wytworzonego przez detektor cyfrowy dla danej ekspozycji przepuszczonej przez pacjenta, jest proporcjonalny do kwadratu stosunku sygnału do szumu (SNR_2) a więc związany jest z jakością obrazu.

W systemie błona – folia wzmacniająca (BFW) zdolność odpowiedzi na promieniowanie w danych warunkach wyraża światłoczułość S będąca jej ilościową miarą. Dawka K_s dla BFW jest przy tym wyrażana jako dawka na powierzchni kasety niezbędna do uzyskania gęstości optycznej netto (ponad D_{min}) równej 1,0 naświetlonej i poddanej obróbce błony dla pięciu jakości promieniowania (50, 70, 90, 120 kV) za fantomem symulującym warunki występujące w praktyce (kończyny, czaszka, kręgosłup lędźwiowy i jelito grube, klatka piersiowa)

Czułość S wylicza się w zależności od dawki K_s ze wzoru $S = K_0 / K_s$, gdzie $K_0 = 1000 \mu\text{Gy}$,

tzn. $K_s = 5 \mu\text{Gy}$ odpowiada $S = 200$,

$K_s = 2,5 \mu\text{Gy}$ odpowiada $S = 400$,

$K_s = 1,25 \mu\text{Gy}$ odpowiada $S = 800$.

S dla BFW jest iloczynem klasy czułości błony i klasy wzmocnienia folii wzmacniającej

Klasy czułości błon:

Niebieskoczule 0,5 lub 1,0

Zielonoczule 0,5, 1.0 lub 2,0

Klasy wzmocnienia ekranów wzmacniających:

Niebieskoświecące 100, 200, 400, 800, 1600

Zielonoświecące 100, 200, 400, 800

Klasy czułości dla ekranów wzmacniających podaje się przy założeniu, że użyte zostaną z błoną o klasie czułości
1,0

Należy więc pamiętać, że użycie folii wzmacniających np 400 nie gwarantuje w każdej sytuacji uzyskania czułości systemu 400, bo w przypadku użycia ich z błoną o klasie czułości 0,5 czułość systemu wyniesie 200, a z błoną o klasie czułości 2,0 czułość systemu będzie 800

$$400 \times 0,5 = 200$$

$$400 \times 2,0 = 800$$

$$**400 \times 1,0 = 400**$$

Należy też pamiętać, że dawka wyłączenia w automatyce ekspozycji, tzn. dawka na powierzchni odbiornika obrazu K_B ustawiana zwykle dla gęstości netto $>1,0$, odbiega od wartości K_s .

Podczas pomiarów przy różnej jakości promieniowania pojawia się wyraźna zależność czułości od napięcia na lampie dla różnych systemów błona – ekran wzmacniający, na którą należy uważać przede wszystkim przy niskich napięciach na lampie, poniżej 65 kV, z powodu zmniejszenia się czułości. Kiedy ze względów praktycznych podaje się tylko pojedynczą wartość orientacyjną dla czułości systemu, powinna być stosowana wartość dla 70 kV (czaszka).

Biorąc pod uwagę zależność czułości od napięcia na lampie, dla części ekranów wzmacniających podaje się napięcie ≤ 65 kV dla K_s jako górną wartość graniczną dla pojedynczych klas czułości (SC)

SC 200: $K_s \leq 8 \mu\text{Gy}$, (nominalnie $K_s = 5 \mu\text{Gy}$)

SC 400: $K_s \leq 3 \mu\text{Gy}$, (nominalnie $K_s = 2,5 \mu\text{Gy}$)

SC 800: $K_s \leq 1,5 \mu\text{Gy}$, (nominalnie $K_s = 1,25 \mu\text{Gy}$)

Jest wiele ograniczeń w użyciu znormalizowanego EI. Generowana wartość EI silnie zależy od analizowanego odpowiedniego obszaru obrazu; w wyniku tego, w zależności od wyboru obszaru można uzyskać różne wartości EI przy segmentowaniu różnych obszarów obrazu dla oceny ekspozycji na powierzchni detektora. Producenci używają różnych metod analizy do określenia odpowiednich obszarów obrazu (the relevant image regions) i odpowiadających im histogramów.

W systemach cyfrowych nie istnieje stała zależność między dawką na powierzchni odbiornika obrazu a jasnością świecenia punktu na monitorze wzgl. gęstością optyczną na błonie dokumentowej. W systemie cyfrowym zdjęcia mające zastosowanie diagnostyczne mogą być wykonywane przy różnych dawkach. Dlatego należy utrzymywać wartości podane w wytycznych dla dawki na powierzchni odbiornika obrazu (K_B)

Orientacyjnym przelicznikiem jest:

$$K_B \leq 2 \times K_S \text{ nominalne dla systemu błona – folia wzmocniająca}$$

Przykład: dla czułości błona/folia 400 (zapis z tabeli 2 w p. 2 Części szczegółowej procedury wzorcowej) uzyskujemy $K_B \leq 5 \mu\text{Gy}$, ponieważ nominalnie $K_s = 2,5 \mu\text{Gy}$ ($1000/400 = 2,5$). Oznacza to, że obraz zgodny z zapisanymi lekarskimi wymaganiami powinien być uzyskany przy dawce mierzonej na powierzchni detektora mniejszej a najwyżej równej $5 \mu\text{Gy}$.

Jeśli żądaną jakość obrazu osiąga się przez wyższą dawkę na odbiorniku obrazu przy równej lub niższej ekspozycji pacjenta wskutek zastosowania wyższego napięcia na lampie względnie większego utwardzenia wskutek filtracji, to postępowanie takie jest dopuszczalne. W takim przypadku dopuszcza się podwyższenie dawki na powierzchni odbiornika obrazu w stosunku do wartości podanych w zaleceniach.

Należy pamiętać, że w systemach cyfrowych wytwarzających obraz nie istnieje bezpośrednia zależność między gęstością optyczną błony dokumentacyjnej wzgl. luminancji na urządzeniu odtwarzającym obraz a dawką. Z tego powodu przy radiograficznych systemach cyfrowych dodawany jest do obrazu wskaźnik dawki (wartość specyficzna dla producenta pokazywana w cyfrowym systemie obrazowania, która w tych samych warunkach zdjęciowych koreluje z dawką na powierzchni odbiornika).

Zrozumieć wyzwania związane z obrazowaniem cyfrowym

Niedoeeksponowane obrazy cyfrowe

- Mniejsza liczba kwantów absorbowanych przez detektor
- Skutkuje wyższym szumem kwantowym
 - Obraz jest bardziej ziarnisty i zakłócony

Przeeksponowanie w obrazowaniu cyfrowym

- Redukcja szumów kwantowych
- Może być niezauważone
 - Skutkuje niepotrzebną ekspozycją i potencjalną krzywdą pacjenta



Zrozumieć wyzwania związane z obrazowaniem cyfrowym

Procesy akwizycji obrazów zmieniają się

- Zależą od dostawcy i typu urządzenia
- Parametry mogą być inne niż dla BEW
- Wymagany technolog dla ustawienia parametrów
- Różne detektory mogą wymagać różnych parametrów wskutek różnic w wydajności (DQE)



Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Producencka terminologia wskaźnika ekspozycji -
Exposure Indicator

- Metoda oszacowania ekspozycji na odbiorniku obrazu
- Może być liniowa lub logarytmiczna
- Wprost lub odwrotnie proporcjonalna do ekspozycji płyty
- Użytkownik często ma więcej niż jeden typ detektora od więcej niż jednego dostawcy
 - Trudności z oswojeniem się z całą (różną) terminologią związaną z ekspozycją powoduje zamieszanie



Dla sprawdzenia ekspozycji promieniowaniem i prawidłowego działania normalizacji sygnału niezbędna jest rejestracja i ocena wskaźników dawki na detektorze.

Fuji

- S number, Sensitivity Number
- 1 mR przy 80kVp \Rightarrow 200
- $200/S$ X

Kodak

- EI, Exposure Index,
- 1mR przy 80kVp +1.5mm Al and 0.5mm Cu \Rightarrow 2000
- +300 EI = 2X a -300 EI = 1/2X

Agfa

- lgM, logarytm z median histogramu
- 20 μ Gy at 75 kVp +1.5mm Cu \Rightarrow lgM= 2.56
- +0.3 lgM = 2X a -0.3 lgM = 1/2X

FUJI (S Number)	AGFA (LgM Value)	Kodak (Exp. Index)	Eksp. na de- tektorze (mR)	
>1000	<1,45	<1250	<0.20	powt.
601-1000	1,45 – 1,74	1250 -1549	0,3 – 0,2	wyjątek
301 - 600	1,75 – 2,04	1550 -1849	0,7 – 0,3	przeгляд QC
150 - 300	2,05 – 2,35	1850 -2150	1,3 – 0,7	Prawidł.
75 -149	2,36 – 2,65	2151 -2450	2,7 – 1,3	przeгляд QC
50 - 74	2,66 – 2,95	2451 -2750	4,0 – 2,7	wyjątek
< 50	> 2,95	> 2750	> 4,0	powt. jeśli niezb

Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Rozwiązanie problemu z terminologią ekspozycji

- 2004 konferencja ALARA nt radiografii cyfrowej
- AAPM i IEC
 - Opracowały znormalizowaną terminologię ekspozycji mającą wyeliminować terminologię producencką w instalowanych w przyszłości urządzeniach
- Medical Imaging and Technology Alliance (MITA)
 - Zgoda na zaadoptowanie norm IEC



Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Określenia z normy IEC:

- Target exposure index (EIT)
- Exposure index (EI)
- Deviation index (DI)



Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Target exposure index (EIT) (EI_T)

- Idealna ekspozycja na odbiorniku obrazu
- Może być ustawiona przez:
 - Producenta
 - Serwis użytkownika



Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Exposure index (EI)

- Ekspozycja promieniowaniem odbiornika obrazu
 - Mierzona w odpowiednim obszarze
 - Wprost, liniowo związana z mAs
 - Podwojenie mAs podwoi EI
- Wartość związana z:
 - Wybraną częścią ciała i jej grubością,
 - kVp i każdą filtracją dodatkową
 - Typem detektora
- *EI NIE JEST miarą indywidualnej dawki pacjenta*



Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Deviation index (DI)

- Wskazuje jak bardzo EI odchyła się od EIT (EI_T)
- DI zdefiniowane jest:

$$DI = 10 \times \log_{10} (EI/EIT)$$



Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Znaczenie DI


- W sytuacji idealnej gdy EI jest równe EIT, DI wynosi 0 ($DI = 0$)
- Jeśli wskaźnik ekspozycji jest wyższy od EIT (przeeksponowane), DI jest dodatnie, a gdy jest niższy od EIT (niedoeksponowanie), DI jest ujemny
 - DI równy -1 oznacza ekspozycję o 20% poniżej ekspozycji właściwej, gdy +1 jest przeeksponowaniem o 26%
 - DI równy ± 3 wskazuje na zdublowanie ekspozycji lub ekspozycję na poziomie połowy w stosunku do EIT

image
gently®



Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

	Deviation Index DI	Procent (%)
Niedoeksponowane {	-3.0	50
	-1.0	80
<i>Idealne</i>	0	100
Przeeksponowane {	+1	126
	+3	200

image
gently® 

Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Ważność DI

- Natychmiastowa reakcja
- Wykazują adekwatność ekspozycji
- Cele jest $-1 < DI > +1$
- Ograniczona ilość badań $DI > +3$ or < -3

Znormalizowana terminologia likwiduje zamieszanie wprowadzone przez terminologię producencką



Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Deviation Index – wskaźnik odchylenia nie jest jedynym czynnikiem jakości obrazu:

- Aby zapewnić odpowiednią jakość obrazu, należy sprawdzić: ułożenie, ruch pacjenta, kolimację i zasadność użycia kratki
 - Należy także monitorować poziom szumu w obrazie dla radiogramów niedoeksponowanych i nasycenie dla przeeksponowanych



Używać kratki tylko w przypadku części ciała o grubości > 12 cm

Obecność kratki może podwajać lub potrajać ekspozycję potrzebną do uzyskania odpowiedniego obrazu

- Usunięcie kratki gdy nie jest niezbędna silnie zmniejsza ekspozycję pacjenta



Wyświetlanie parametrów technicznych dla każdego obrazu

Wymagaj aby kVp, mAs, EI i szczególnie DI były obecne na wyświetlanych obrazach

- Idealnie było by, gdyby wyświetlane były też wyniki pomiaru DAP i programu obróbki obrazu

Wyświetlanie tych wartości zapewnia ważne dane do analizy dla radiologów i techników



DIN EN 62494-1 2010

Jednym ze sposobów oceny ekspozycji na zdjęcia radiologiczne jest wskaźnik dawki zgodny z normą DIN EN 62494-1 (DIN EN 62494-1 2010). Składa się on z trzech pojedynczych wartości, które korelują z dawką odbiornika obrazu. Jest to wskaźnik ekspozycji EI (odpowiadający $\sim\mu\text{Gy} \times 100$), wartość docelowa EIT (odpowiadający $\sim\mu\text{Gy} \times 100$) oraz wskaźnik odchylenia DI (w punktach ekspozycji)

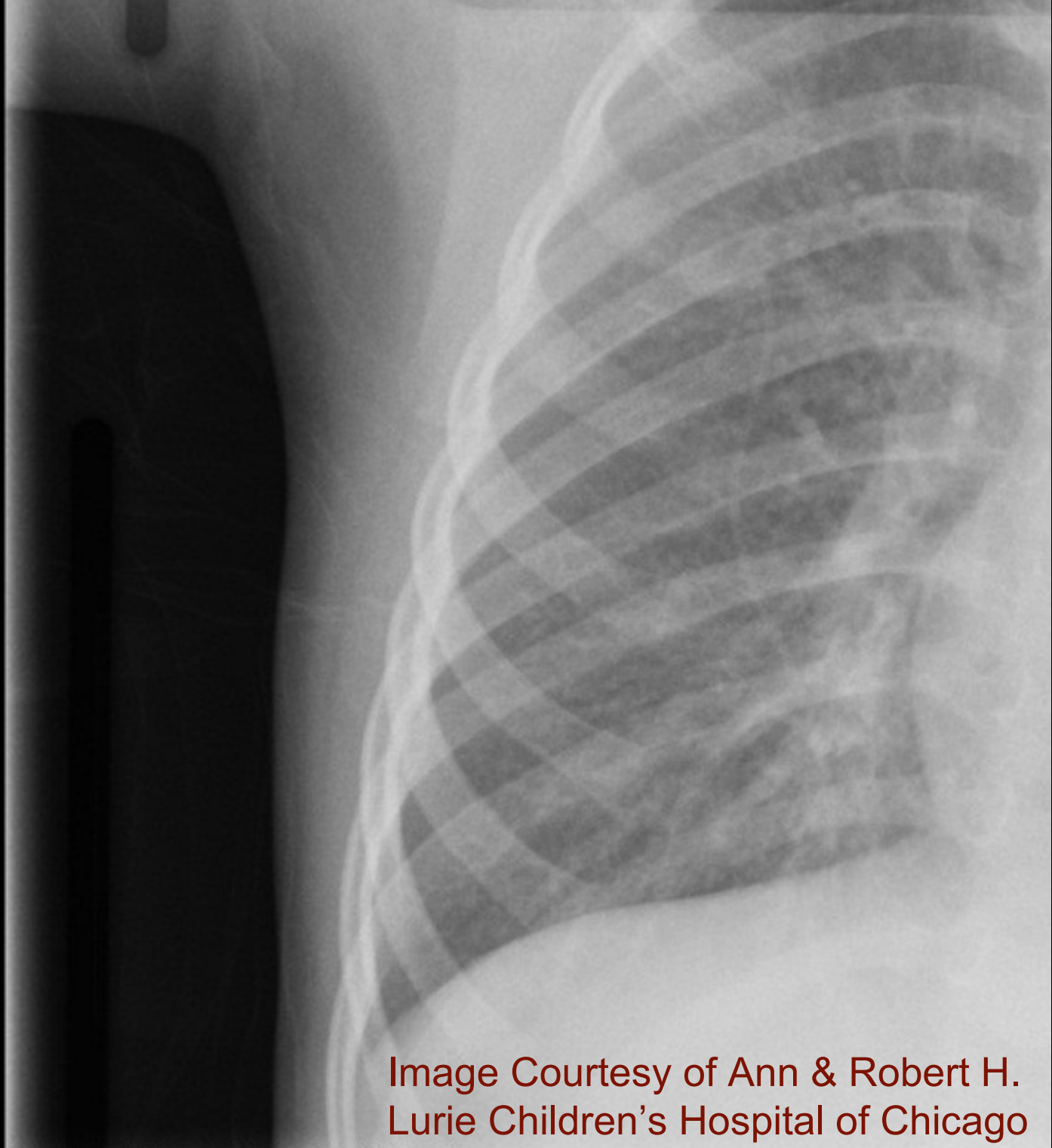


DIN EN 62494-1 2010

DI opiera się na skali logarytmicznej, w której 3 punkty ekspozycji odpowiadają podwojeniu lub zmniejszeniu o połowę. Znak wskazuje kierunek odchylenia. Wszystkie trzy informacje powinny być zawarte w nagłówku DICOM każdego obrazu i wyświetlane na urządzeniu rentgenowskim oraz na stacji roboczej. Jeżeli wskaźnik dawki nie jest zgodny z normą DIN EN 62494-1, należy podać tabelę przeliczeniową.



R



EI: 151.1
DI: 0
DAP (dGycm²): 7.930E-2
kvp: 80
mAs: 1
microAs: 908
Grid: NONE

Image Courtesy of Ann & Robert H. Lurie Children's Hospital of Chicago

Chest / antero-posterior / Standard / SMALL PEDIATRIC / Factory / EM

Akceptowanie poziomu szumu stosownie do pytania klinicznego

Radiolodzy preferują obrazy z niskim poziomem szumu

- Jednak może to prowadzić do nadmierowej ekspozycji
- Należy pracować nad zrozumieniem zależności między wskaźnikami ekspozycji a wizualną obecnością szumu w obrazie

Rutynowe monitorowanie poprawności techniki w oparciu o poziom szumów obrazowych w połączeniu z DI, pomaga uniknąć nadmiernej ekspozycji



1. *Podczas zakupu nowego sprzętu DR lub CR, wymagać znormalizowanego wskaźnika EI, IEC 62494-1.*

2. *Dla starszego sprzętu CR/DR, wystąpić o oprogramowanie producenta zgodne z nową normą EI. (Uwaga: prawdopodobieństwo tej możliwości spada z wiekiem sprzętu.)*

3. *Zapoznać się i opanować oprogramowanie wprowadzające wskaźnik EI. Przygotować listę wartości EIT dla wszystkich procedur radiograficznych do wprowadzenia do bazy danych detektora cyfrowego i włączyć je do protokołów akwizycji.*



4. Dla wszystkich badań zapisywać EI, EIT, DI i przeprowadzającego badanie technika i okresowo przeprowadzać przeglądy tych danych, badać przyczyny częstych odstępstw. Szkolić techników w stosowaniu DI, akceptowalnych granic wartości DI i sposobu postępowania gdy DI jest poza zakresem akceptowalnym.

5. Zapisywać kVp, mAs, filtrację i geometrię akwizycji w nagłówku DICOM (może to być niemożliwe w przypadku pasywnych detektorów CR lub urządzeń cyfrowych tzw. składaków). Te dane potrzebne są do oszacowania dawki napromieniowania pacjenta.



6. *Wymieniać się doświadczeniem i danymi w celu dostarczenia społeczności elektroradiologów wyjściowych danych referencyjnych na podstawie których, była by możliwa wymiana doświadczeń w szerszym zakresie niż jedna pracownia.*

The Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging, odgrywa kluczową rolę na skalę międzynarodową, która może pomóc w rozpowszechnianiu istotnych informacji a więc warto okresowo sprawdzać jej stronę internetową czy pojawiły się na niej zaktualizowane informacje

7. *Uczestniczyć w rejestrze wskaźnika dawki ACR.*



Detektory promieniowania rtg mogą mieć bardzo różne wydajności detekcji i różnie odpowiadać na różne energie promieniowania i kąty padania promieniowania rtg. Zatem EI jest kalibrowany dla tylko jednych warunków akwizycji (kV, filtracja, SID, kratka przeciwrozproszeniowa) i w sytuacjach gdy energie promieniowania padającego na detektor w wyniku akwizycji radiograficznej są różne, pojawić się mogą niedokładności w obliczaniu wartości. Mimo, że różne systemy zgłaszają tą samą wartość EI, ekspozycja na detektorze może być bardzo różna. Podobnie, znaczące różnice w wartościach EI niekoniecznie muszą świadczyć o różnych ekspozycjach docierającego do detektora promieniowania rentgenowskiego.