

Suplement do procedur radiologicznych

Mgr inż. Jerzy Kuźnicki

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:

Niebieskoźle 0,5 lub 1,0
Zielonoźle 0,5, 1,0 lub 2,0

Klasy wzmocnienia folii wzmacniających:

Niebieskoświejące 100, 200, 400, 800, 1600
Zielonoświejące 100, 200, 400, 800

Klasy czułości dla folii 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 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 – folia wzmacniająca, 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 folii 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 $K_s = 1,25 \mu\text{Gy}$)

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 $5 \mu\text{Gy}$.

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).

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:

$K_B \leq 2 \times K_s$ nominalne dla systemu błona – folia wzmacniająca

Jeśli żadaną 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.

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

Wskazówki pomiarowe dla CR

FujiTM

- S number, Sensitivity Number
- 1 mR przy 80kVp => 200
- 200/S X

Kodak

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

Agfa

- lgM, logarytm z median histogramu
- 20 µGy at 75 kVp +1.5mm Cu => lgM= 2.56
- +0.3 lgM = 2X a -0.3 lgM = 1/2X

☐ Wyczyścić i wymazać płytę fosforową przed użyciem

☐ Stosować stały czas zwłoki między ekspozycją a odczytem płyty. Typowa płyta obrazowa traci około 25% zapisanego sygnału pomiędzy 10 minutami a 8 godzinami po ekspozycji, później osłabienie sygnału jest wolniejsze.

☐ Zmniejszyć promieniowanie odbite i rozproszone (ekspozycja na stole ze znaczącą wolną przestrzenią za kasetą z płytą)

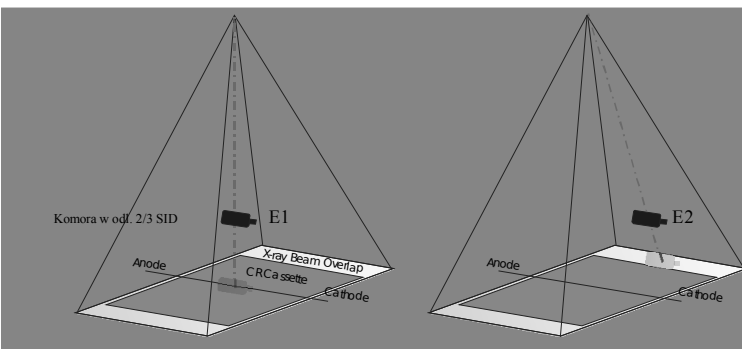
☐ Użyć dużego SID ~ 180cm dla zminimalizowania efektu Heel'a

☐ Używać sygnału surowego bez post procesingu

☐ Ekspozować całą kasetę z zewnętrznym marginesem po stronie prostopadłej do kierunku anoda – katoda by umożliwić pomiar dawki bez komory w obrazie

☐ Zoptymalizować filtrację wiązki promieniowania dla zminimalizowania efektu z różnic jakości promieniowania wychodzącego lampy – w większości przypadków wystarczy np 0.5 mmCu

Pomiar ekspozycji



Ustalanie przelicznika kalibracji dla pomiaru z komorą poza obrazem

Ekspozycja na kasce = $(E1/E2)(2/3)^2$ (ekspozycja zmierzona)

Table 7

Approximate Exposure Indicator Values versus Receptor Exposure

Type of System and Manufacturer	Symbol	Exposure		
		0.5 mR (5 µGy)	1.0 mR (10 µGy)	2.0 mR (20 µGy)
Fuji CR (ST plates)	S	400	200	100
Kodak CR (GP plates)	EI	1700	2000	2300
Agfa CR (speed class = 200)	lgM	2.0	2.3	2.6
Canon DR (brightness = 16, contrast = 10)	REX	50	100	200
IDC DR (S _T = 200)	IR	-1	0	1
Philips DR	EI	250	100	50
Siemens DR	EI	500	1000	2000

Notes.—Agfa HealthCare, Ridgely, NJ; Canon, Lake Success, NY; Eastman Kodak, Rochester, NY; FujiFilm Medical Systems, Stamford, Conn; Imaging Dynamics Co (IDC), Calgary, Alberta, Canada; Philips Medical Systems, Bothel, Wash; and Siemens Medical Solutions, Malvern, Pa.

Zrozumieć wyzwania związane z obrazowaniem cyfrowym

Radiografia analogowa (błona – ekran wzmacniający) zapewnia natychmiastową i bezpośrednią informację nt niedoekspozowania lub przeekspozowania obrazu

- ☐ Przeekspozowany obraz jest zbyt ciemny
- ☐ Niedoekspozowany obraz jest zbyt jasny
- ☐ Gęstość optyczna jest bezpośrednio związana z parametrami ekspozycji

Zrozumieć wyzwania związane z obrazowaniem cyfrowym

Radiografia cyfrowa różni się w sposób zasadniczy

- ☐ Brak bezpośredniego powiązania z gęstością optyczną
- ☐ Cyfrowa obróbka obrazu dostosowuje skalę szarości obrazów do właściwej jasności monitora niezależnie od ekspozycji



Zrozumieć wyzwania związane z obrazowaniem cyfrowym

Niedoekspozowane obrazy cyfrowe

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

Przeekspozowanie w obrazowaniu cyfrowym

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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Zrozumieć wyzwania związane z obrazowaniem cyfrowym

Procesy akwizycji obrazów zmieniają się

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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Określenia z normy IEC:

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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Target exposure index (EIT)

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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

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**



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Deviation index (DI)

- Wskazuje jak bardzo EI odchyła się od EIT
- DI zdefiniowane jest:
$$DI = 10 \times \log_{10} (EI/EIT)$$



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

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 (przeekspozycja), DI jest dodatnie, a gdy jest niższy od EIT (niedoekspozycja), DI jest ujemny
- DI równy -1 oznacza ekspozycję o 20% poniżej ekspozycji właściwej, gdy +1 jest przeekspozycją o 26%
- DI równy ± 3 wskazuje na zdublowanie ekspozycji lub ekspozycję na poziomie połowy w stosunku do EIT



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

	Deviation Index DI	Procent (%)
Niedoekspozowane {	-3.0	50
	-1.0	80
Idealne	0	100
Przeekspozowane {	+1	126
	+3	200



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 producentką



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Poznać nowe normy terminologiczne ekspozycji

Deviation Index – wskaźnik odchylenia 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 niedoekspozowanych i nasycenie dla przeekspozowanych



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

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

- Kratki przeciw rozproszeniowe usuwają rozproszenie z obrazu
- Kratki poprawiają subiektywny kontrast
 - Rozproszenie degraduje obraz gdy grubość części ciała >12 cm równoważnika wody
 - Struktury zawierające powietrze grubsze od 12 cm mogą być obrazowane bez kratki
 - Przykład: radiogramy klatki piersiowej



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

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

Przewodniki dla radiografii cyfrowej stwierdziły że w pediatrii kratka powinna być oszczędnie używana



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Akceptowanie poziomu szumu stosownie do pytania klinicznego

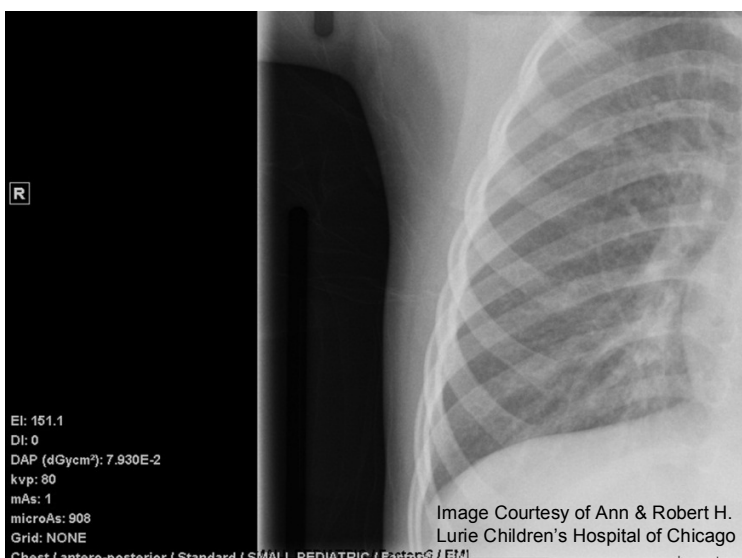
Radiolodzy preferują obrazy z niskim poziomem szumu

- Jednak może to prowadzić do nadmiarowej 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



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved



Opracowanie programu QA (PZJ)

Potrzeba programu QA

- 40% radiogramów cyfrowych uzyskanych w ośrodkach dla dorosłych jest przeeksponowanych
- 43% radiogramów cyfrowych uzyskanych w ośrodkach dla dzieci zgłoszono jako przeeksponowane

Poprzez zapisywanie i monitorowanie wskaźników ekspozycji, poszczególne jednostki mogą sterować i odwrócić tę nie dobrą tendencję



Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Manufacturer	EI Name	EI Symbol	Units	Exposure Dependence	Detector Calibration Conditions
Agfa	Log of median of histogram	IgM	Bels	IgM + 0.3 = 2X	400 speed class, 75 kVp + 1.5 mm Cu; IgN = 1.96 @ 2.5 µGy
Alara CR	Exposure indicator value	EV	Mbels	EV + 300 = 2X	1 mR @ RQA5, 70 kV, 4.21 mm Al → EM-2000
Canon	Reached exposure value	REX	Unitless	For brightness=C, contrast=C2, REX = X (mR) ²	brightness = 16, contrast = 10, 1 mR = 10µGy
Canon	EXP	EXP	Unitless	EXP = X	80 kVp, 26 mm Al, HV=8.2 mm Al, DFF=1.5
Carastroam (formerly Kodak)	Exposure index	EI	Mbels	EI + 300=2X	80 kVp, 1.0 mm Al + 0.5 mm Cu; EI=2000 @ 1mR
Fujifilm	S value	S	Unitless	200/5 X (mR)	80 kVp, 3 mm Al "total filtration" 5=200 @ 1 mR
GE	Uncompensated detector exposure	UDExp	µGy air kerma	UDExp α X (µ Gy)	80 kVp, standard filtration, no grid
GE	Compensated detector exposure	CDExp	µGy air kerma	CDExp α X (µ Gy)	kVp, grid, and additional filter compensation
GE	Detector exposure index	DEI	Unitless	DEI=ratio of actual exposure to expected exposure scaled by technique, system parameters. Expected exposure can be edited by user.	Not available
Konica	Sensitivity number	S	Unitless	For QR=K, 200/5 α X(mR)	For QR=200, 80 kVp, 5=200 @ 1 mR
Philips	Exposure index	EI	Unitless	1000X (µ Gy)	RQA5, 70 kV + 0.6 mm Cu, HV=7.7 mm Al
Siemens	Exposure index	EI	µ Gy air kerma	X(µ Gy)=EI/100	RQA5, 70 kV+0.6 mm Cu, HV=6.8 mm Al

Home :: Campaign Overview :: The Alliance :: Conferences :: Contact :: Trans

image gently[®]

The Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging

Test Procedures | In The News | Parent | Radiologic Technologist | Medical Physicist | Radiologist | Referring Physician | Partners in Industry | Global Resources | FAQs

Image gently when we care for kids! The Image gently Campaign is an initiative of the Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging. The campaign goal is to change practice by increasing awareness of the opportunities to promote radiation protection in the imaging of children.

Image Gently Impact

The Image gently campaign has been running since 1/22/08. This is a snapshot of what has happened since:

- 11,050 medical professionals have taken the pledge
- This website has been visited 350,000 times
- The CT protocol has been downloaded over 26,000 times

Image gently is an essential part of our life

The International Atomic Energy Agency (IAEA) has written this article to provide the public with information regarding radiation.

CT Lexicon | Radiation Risk | IAEA Article | Pause & Pulse | Dose Report

Click here to take the image gently pledge!

- ### Quick Links
- Proof of IQ Pledge
 - Referring Physician
 - Protocols
 - Radiologic Technologist
 - Resources
 - Medical Physicist
 - Parent
 - Press

Welcome & Latest News

Our friends at Image Gently have launched a redesigned website. Check it out! [Announcements from the October 2011 AAPM CT Dose Summit are now available online.](#)

Thanks to all who have pledged so far, Image Gently now has more than 5,000 pledges.

[Dosewise Radiography of the Year Award recognizes excellence in maximizing patient safety.](#)

View More Articles >

Copyright 2012 Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging All Rights Reserved

Mother and Child Radiation IMPROVED CARE?

ALTERNATIVES?

ACCREDITED?

"CHILD-SIZED" DOSES?