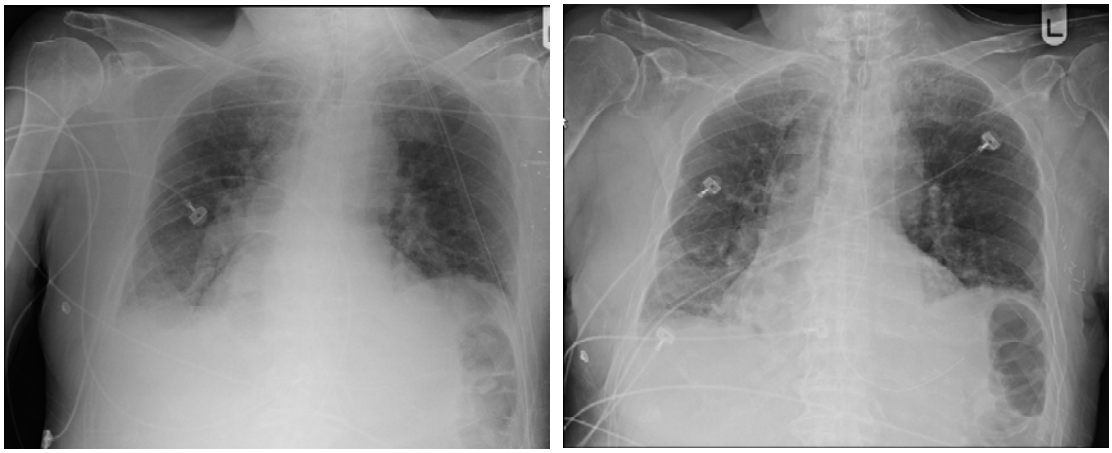
System CARESTREAM Tube and Grid Alignment zapewnia lepszą jakość obrazu i spójne techniki przyłóżkowej radiografii diagnostycznej

Kratki przeciwrozproszeniowe poprawiają jakość obrazu

Promieniowanie rozproszone to główny czynnik odpowiedzialny za pogorszenie jakości obrazu w przypadku radiografii diagnostycznej. Kratki przeciwrozproszeniowe, o ile zostaną prawidłowo zastosowane, zapewniają skuteczną redukcję promieniowania rozproszonego [1-6]. Preferencyjna transmisja pierwotnego promieniowania RTG w porównaniu do rozproszonego poprawia stosunek kontrastu do szumu (CNR). Rysunek 1 przedstawia parę obrazów klatki piersiowej wykonanych u pacjenta oddziału OIOM z kratkami i bez przy tych samych warunkach ekspozycji. Porównując te dwa obrazy, poprawa kontrastu za pomocą kratek jest istotna.



Rysunek 1 – Porównanie przenośnych obrazów klatki piersiowej wykonanych u pacjenta oddziału OIOM bez kratki przeciwrozproszeniowej (strona lewa) i z kratką (strona prawa)

Korzyści z zastosowania kratki można uzyskać przy mniejszych przyrostach ekspozycji w przypadku radiografii cyfrowej

Efekt Bucky'ego to odwrotność całkowitej penetracji RTG przez kratkę przeciwrozproszeniową. Analogowy system wykorzystujący kliszę ma stałą odpowiedź sensometryczną.
W przypadku zastosowania kratki przyrost efektu Bucky'ego był niezbędny do zapewnienia ekspozycji wystarczającej do wygenerowania na kliszy obrazu o gęstości i kontraście odpowiednich do postawienia diagnozy.

Korzyści płynące z zastosowania kratek przeciwrozproszeniowych można osiągnąć w przypadku radiografii cyfrowej (DR) przy mniejszych przyrostach wielkości ekspozycji niż wskazane w przypadku

tradycyjnych czynników Bucky'ego [7]. Wynika to z faktu, że system DR nie posiada stałej odpowiedzi sensometrycznej,ogólny kontrast i jasność obrazu DR można dowolnie modyfikować za pomocą cyfrowej obróbki obrazu. Systemy DR charakteryzują się zasadniczo ograniczonym szumem – w szerokim zakresie poziomów ekspozycji pacjenta, jakość obrazu determinowana jest przez CNR części anatomicznej na uzyskanym obrazie. Kratki przeciwrozproszeniowe mogą poprawić kontrast CNR obrazu niewielkim kosztem w postaci zredukowanej transmisji pierwotnego promieniowania RTG. Sugeruje to, że w celu kompensacji osłabienia pierwotnego promieniowania RTG niezbędny może być pewien wzrost techniki ekspozycji, jednakże zwykle na poziomie niższym niż w przypadku efektu Bucky'ego.

Wyzwania związane z zastosowaniem siatek w przypadku radiografii przenośnej

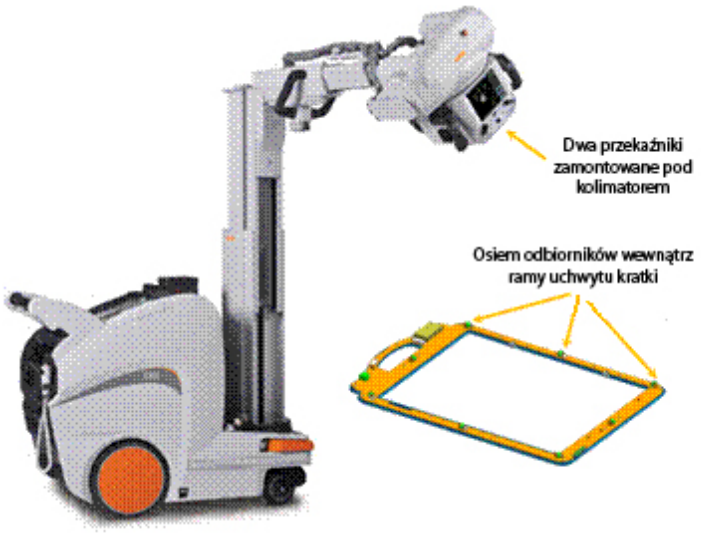
Wykorzystanie kratki w radiografii przenośnej jest często sporadyczne i niejednorodne. Powoduje to większą zmienność jakości obrazu, a do interpretacji dostarczana jest większa liczba radiogramów o gorszej jakości niż w przypadku obrazów wykonanych na oddziale radiologii.

Z perspektywy technika zastosowanie kratek w przypadku badań przenośnych wiąże się z różnymi czasochłonnymi elementami organizacji pracy. Obejmuje to zakładanie i zdejmowanie dodatkowych kratek na kasety RTG; ścisłe wymagania dotyczące właściwego ustawienia i wyrównania źródła promieniowania RTG względem kasety za pacjentem, aby uniknąć odcięcia kratki; wyższe prawdopodobieństwo, że konieczne będą ponowne ekspozycje w wyniku artefaktu związanego z obrazem kratki, itd.

Ponadto istnieje błędne przekonanie, że w przypadku radiografii cyfrowej kratki nie są wymagane, ponieważ wzrastająca ekspozycja może przezwyciężyć poziom rozproszenia -szumu oraz, że regulacje obróbki obrazu, takie jak manipulacje oknem i poziomem, mogą w wystarczającym stopniu skompensować pogorszenie jakości wywołane promieniowaniem rozproszonym. Biorąc pod uwagę wszystkie te informacje, wydaje się, że motywacja techników do stosowania siatek w przenośnej radiografii cyfrowej będzie niewielka.

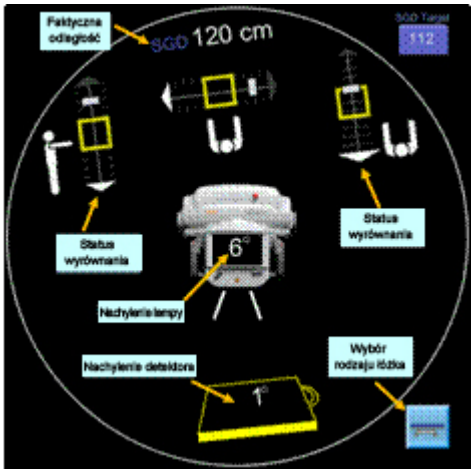
System wyrównania ogniska lampy i kratki przeciwrozproszeniowej dla DRX-Revolution

System CARESTREAM Tube and Grid Alignment (TGA) dla systemu CARESTREAM DRX-Revolution Mobile X-ray dostarcza technikowi wskazówek dotyczących prawidłowego wyrównania źródła promieniowania względem kratki/detektora. Ta opcjonalna funkcja płynnie integruje się z systemem DRX-Revolution – w przypadku zwykłej organizacji pracy nie są wymagane żadne dodatkowe etapy robocze (Rysunek 2).



Rysunek 2 – System DRX-Revolution i schematy opcjonalnego systemu wyrównania lampy i kratkiprzeciwrozproszeniowej. Przekaźniki wyrównania kratki są wbudowane w moduł głowicy lampy, a odbiorniki znajdują się w uchwycie kratki

TGA firmy Carestream pomaga technikowi osiągnąć lepszą jakość obrazu i jednorodną technikę obrazowania w przypadku badań przenośnych. Automatycznie wykrywa on pozycję źródła promieniowania rentgenowskiego względem uchwytu kratki/detektora, a następnie przekazuje ilościowe informacje dotyczące przemieszczenia źródła promieniowania od właściwego wyrównania (Rysunek 3). Przemieszczenia przedstawiane są w czasie rzeczywistym na wyświetlaczu głowicy lampy osobno w kierunkach góra/dół, lewo/prawo i wewn./zewn. Status wyrównania wskazany jest kolorem zielonym, kiedy TGA określi, że źródło promieniowania RTG znajduje się w optymalnym zakresie roboczym kratki, właściwym dla docelowej odległości źródło-kratka (SID).

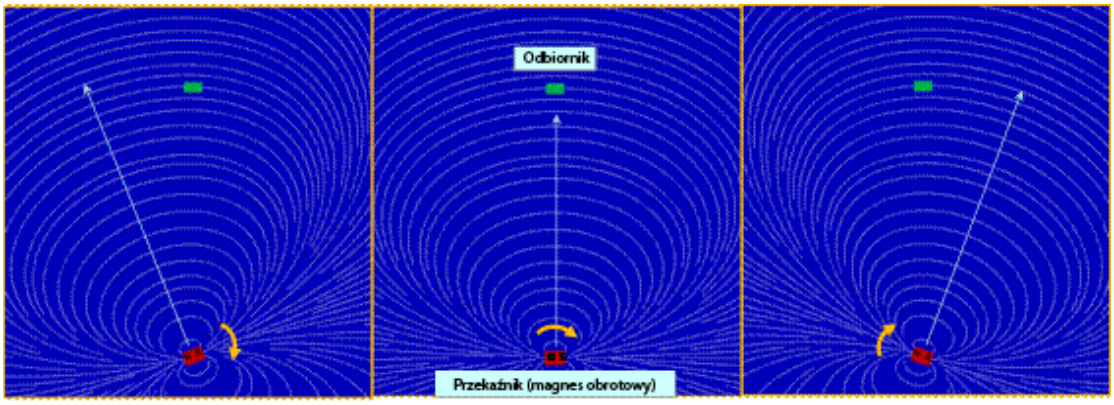


Rysunek 3 – Wyświetlacz głowicy lampy w systemie DRX-Revolution w czasie rzeczywistym przekazuje informacje o położeniu źródła promieniowania RTG i kratki/detektora w celu prawidłowego wyrównania.

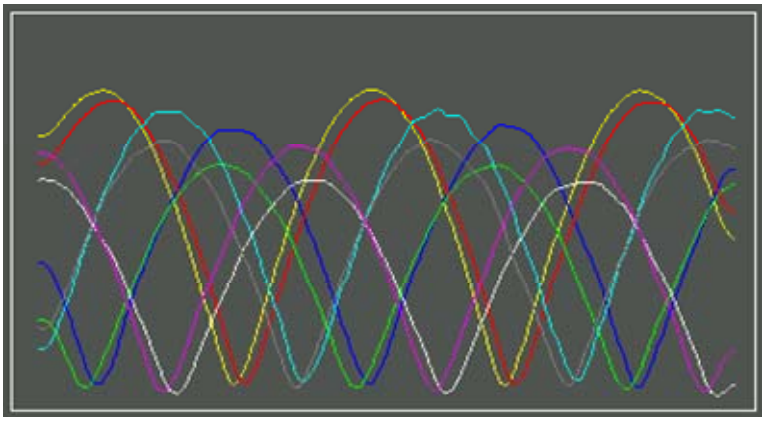
Opis technologii wyrównania

Do określenia pozycji TGA wykorzystuje wiele pól elektromagnetycznych. Dwa przekaźniki zamontowane są pod kolimatorem RTG w celu wygenerowania pól elektromagnetycznych, a łącznie osiem odbiorników zainstalowanych jest wewnątrz uchwytu kratki wokół kratki/detektora, aby wykryć pola

z przekaźników (Rysunek 2). Przekaźniki wykorzystują cewki magnetyczne do wygenerowania pól magnetycznych, których funkcjonalność jest taka sama jak uzyskanych za pomocą obrotowych magnesów trwałych (Rysunek 4). Odbiorniki odczytują natężenie i fazę przestrzennego pola magnetycznego, a następnie każdy z nich generuje unikalny sygnał sinusoidalny (Rysunek 5).



Rysunek 4 – System wyrównania lampy i kratki przeciwrozproszeniowej działa wykrywając natężenie i fazę wygenerowanych obrotowych pól magnetycznych. Schematy te przedstawiają trzy przykłady różnych względnych pozycji pomiędzy przekaźnikiem i odbiornikiem.



Rysunek 5 – Zdjęcie wykrytych sygnałów pól magnetycznych z ośmiu odbiorników

W oprogramowanie wbudowane są zaawansowane modele matematyczne przeznaczone do odkodowania informacji zawartych w fali sinusoidalnej wygenerowanej przez odbiornik. Z sygnałów elektronicznych wydzielane są wartość bezwzględna i faza fali sinusoidalnej z każdego odbiornika, a następnie są one porównywane z oczekiwanymi wartościami teoretycznymi, które obliczane są na podstawie wstępnego założenia geometrii pomiędzy źródłem promieniowania rentgenowskiego i uchwytem kratki/detektorem. Całkowity błąd stanowi sumę z porównań różnic dla wszystkich odbiorników. Wartość błędu całkowitego inna niż zero wskazuje, że wstępne założenie geometrii, względem którego wykonywane są regulacje i proces obliczeń, jest nieprawidłowe. Pozycję źródła promieniowania RTG można najlepiej oszacować po zminimalizowaniu błędu całkowitego. Wreszcie, oszacowana wartość położenia porównywana jest z optymalnym zakresem roboczym kratki, a przemieszczenia źródła promieniowania RTG od prawidłowego wyrównania wyświetlane są na wyświetlaczu głowicy lampy.

Przekaźniki wyrównania kratkiwykorzystują sygnały radiowe w.cz. modulowane amplitudowo dla rozszerzonego zakresu operacji i poprawionego stosunku sygnału do szumu. W materiałach metalowych znajdujących się w bezpośrednim sąsiedztwie odbiorników sygnały w.cz. przekaźnika mogą wywołać prąd wirowy. Prąd wirowy indukuje wtórne fale elektromagnetyczne, które mogą niekorzystnie wpływać na precyzję wyników wyrównania kratki. Aby rozwiązać ten problem, w celu lepszej kompensacji zakłóceń w interfejsie użytkownika w oprogramowaniu można wybrać różne rodzaje łóżek. Wybór rodzaju łóżka (OIOM vs. SOR) opiera się ogólnie na grubości materaca na metalowej ramie łóżka.

Definicja optymalnego zakresu roboczego kratki

Kratka wbudowana w uchwyt posiada ogniskową wynoszącą 112 cm, stosunek 8:1 i rozdzielczość wynoszącą 80 linii na centymetr.

Optymalny zakres roboczy kratkiwbudowany w oprogramowanie TGA determinowany jest przez wymóg minimalnej wydajności dla poprawy jakości obrazu. Działanie kratki charakteryzowane jest w kontekście czynnika poprawy stosunku sygnału do szumu (SIF) [8]. Im wyższa wartość SIF, tym lepsze działanie. Korzyści płynące z zastosowania kratki zmniejszają się, kiedy wartość SIF jest równa 1.0. Optymalny zakres roboczy kratki dla danej SGD definiowany jest jako maksymalne dopuszczalne boczne (w poprzek kierunku linii kratki) niewyrównanie położenia źródła promieniowania RTG, przy którym minimalna wartość SIF w skutecznym obszarze obrazowania detektora byłaby większa niż 1.0.

Podsumowanie

Kratki przeciwrozproszeniowe poprawiają jakość obrazu radiograficznego, a korzyści płynące z zastosowania kratki można osiągnąć w przypadku radiografii cyfrowej (DR) przy mniejszych przyrostach wartości ekspozycji. System CARESTREAM Tube and Grid Alignment dla systemu DRX-Revolution jest w pełni zintegrowany ze zwykłą organizacja pracy technika i dostarcza prostych i intuicyjnych wskazówek dotyczących wyrównania źródła promieniowania rentgenowskiego, aby uzyskać jednorodną i optymalną jakość obrazu.

Bibliografia

1. H.-P. Chan, K. L. Lam, and Y. Wu, „Studies of Performance of Anti-Scatter Grids in Digital Radiography: Effect on Signal-to-Noise Ratio," Medical Physics, 17(4), 655-664 (1990).
2. L. N. Rill, L. Brateman and M. Arreola, „Evaluating Radiographic Parameters for Mobile Chest Computed Radiography: Phantoms, Image Quality and Effective Dose," Medical Physics, 30(10), 2727-2735 (2003).
3. D. W. Anderson, „Introduction of Grids to Mobile ICU Radiography in a Teaching Hospital," British Journal of Radiology, 79, 315-318 (2006).
4. J. C. Wandtke, „Bedside Chest Radiography," Radiology, 190:1-10 (1994).
5. M. D. Carlin, R. M. Nishikawa, H. MacMahon and K. Doi, „The Effect of X-ray Beam Alignment on the Performance of Anti-Scatter Grids," Medical Physics, 23(8), 1347-1350 (1996).
6. H. MacMahon, „Digital Chest Radiography: Practical Issues," Journal of Thoracic Imaging, 18, 138-147 (2003).
7. D. H. Foos, D. F. Yankelevitz, X. Wang, W. J. Sehnert, J. Yorkston, C. I. Henschke, „The Bucky Stops Here: Redefining the Bucky Factor for Digital Portable Chest Radiography," United Kingdom Radiological Congress 2012 (http://profile-eposters.co.uk/eposter/action/view/layout/2/id/284).
8. „Diagnostyczne rentgenowskie zestawy obrazujące – Charakterystyki rastrów przeciwrozproszeniowych stosowanych do celów ogólnych i do mammografii," IEC-60627, 2001.

Carestream Health, 2012. CARESTREAM jest znakiem handlowym firmy Carestream Health. CAT 200 0016 A4 9/12