

بهینه‌سازی کیفیت تصویر و دُز بیمار در تصویربرداری قفسه سینه با دستگاه پرتونگاری دیجیتال

رضا پایدار (PhD)^۱، سیدحسین موسوی‌انیجدان (PhD)^{۲*}، علیرضا خرمی (PhD)^۳، ایرج محمدی (PhD)^۴، رضا ریاضی (PhD)^۵

- ۱- گروه علوم پرتوی، دانشکده پیرا پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
- ۲- گروه تکنولوژی پرتوها، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل
- ۳- گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران
- ۴- گروه علوم پایه، دانشکده پزشکی، واحد ساری، دانشگاه آزاد اسلامی
- ۵- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

دریافت: ۹۵/۱۲/۲۳، اصلاح: ۹۶/۲/۲۰، پذیرش: ۹۶/۳/۳۰

خلاصه

سابقه و هدف: در بخش‌های پرتونگاری تشخیصی، به طور روزافزون دستگاه‌های پرتونگاری دیجیتال جایگزین دستگاه‌های پرتونگاری فیلم-اسکرین می‌شوند. علی‌رغم تفاوت در ویژگی‌های آشکارسازهای جدید ثبت تصاویر، همان پروتکل‌های پرتونگاری که برای سامانه‌های فیلم-اسکرین بکار گرفته می‌شد همچنان بدون بازنگری ویژه‌ای برای دستگاه‌های دیجیتال نیز بکار می‌روند. در این پژوهش، کیفیت تصویر و دُز بیمار در تصویربرداری دیجیتال از قفسه سینه مورد بررسی و بهینه‌سازی قرار گرفتند.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی از دو دستگاه پرتونگاری دیجیتال Shimadzu, RDA Speed و Siemens, G2107 استفاده شده است. در فواصل مختلف چشمه تا فانتوم و با کیلوولتاژهای مختلف، تصویربرداری و اندازه‌گیری دُز انجام گرفت. برای اندازه‌گیری کیفیت تصویر در این مطالعه، فانتوم بررسی جزئیات-کنتراست بکار گرفته شد. برای بررسی بهینه‌سازی، از پارامتر نسبت کیفیت تصویر به مجذور دُز بیمار (IQF_{inv}/E^2) استفاده گردید.

یافته‌ها: بررسی پارامترهای اندازه‌گیری شده برای بهینه‌سازی نشان داد که در هر دو دستگاه با کاهش اندازه کیلوولتاژ علی‌رغم افزایش دُز موثر بیمار، نسبت IQF_{inv}/E^2 نیز افزایش می‌یابد. بیشترین اندازه این نسبت برای دستگاه‌های Shimadzu, RDA Speed و Siemens, G2107 بترتیب برابر $0/0/180$ و $0/0/083$ اندازه‌گیری گردید.

نتیجه‌گیری: یافته‌های این پژوهش نشان داد که با افزایش کیلوولتاژ نسبت کیفیت تصویر به دُز بیمار کاهش پیدا می‌کند. بنابراین برای بهینه‌سازی تصویربرداری از قفسه سینه بایستی، تا جای ممکن اندازه کیلوولتاژ را با توجه به جثه بیمار و هدف بالینی مورد نظر کاهش داد.

واژه‌های کلیدی: پرتونگاری دیجیتال، تصویربرداری قفسه سینه، فانتوم جزئیات-کنتراست، بهینه‌سازی.

مقدمه

تصویر در سامانه‌های دیجیتالی FP از سامانه‌های CR و فیلم-اسکرین یا آنالوگ بهتر شده است (۵). یک روش عالی برای ترکیب مفهوم تفکیک کنتراست و مکان، منحنی جزئیات-کنتراست (Contrast-Detail Curves) است که معمولاً با استفاده از یک فانتوم (Contrast-Detail in Radiography) CDRAD بدست می‌آید (۷). این منحنی‌ها یک گذار از اشیایی که دیده می‌شوند، به اشیایی که دیده نمی‌شوند است، بنابراین منطقی است تغییراتی در تفسیر و تحلیل بین ناظران انتظار داشته باشیم. اما برای برآورد سریع ذهنی یک سامانه تصویربرداری بسیار مفید هستند. یکی از روش‌های تحلیل این منحنی‌ها استفاده از نمودارهای مشخصه عملیاتی دریافت کننده (Receiver Operating Characteristics) ROC است که می‌تواند با ناظر انسانی و یا با یک نرم‌افزار بگونه خودکار انجام شود. کار بررسی کیفیت تصویر در ابتدا با فانتوم‌های جسم آزمون جزئیات-کنتراست ساده‌تری انجام می‌گرفت، با اینحال توانسته بودند امکان کاهش دُز، بدون از دست دادن کیفیت تصویر را در سامانه‌های FP نسبت به CR به نمایش بگذارند (۸). اما امروزه فانتوم پیشرفته‌تری همراه با نرم‌افزار تحلیل داده‌ها در دسترس است که کار بررسی را خیلی ساده کرده است. البته تاکنون روش‌های گوناگون دیگری برای بررسی کیفیت تصویرهای رادیولوژی معرفی

در رادیولوژی تشخیصی، یکی از اصول بهینه‌سازی این است که پرتودهی به بیمار بگونه‌ای باشد که هدف از تصویربرداری را بدون دادن دُز اضافی برآورده نماید. از طرفی پروتکل‌های تصویربرداری رادیولوژی با بررسی رابطه‌ی بین کیفیت تصویر و دُز می‌توانند بهینه گردند (۱). برای تشخیص درست در پرتونگاری و براساس آن انتخاب شیوه‌ی مناسب درمان از یک سو و برای جلوگیری از دُزهای پرتوی ناخواسته به بیماران از سوی دیگر، بهینه‌سازی کیفیت تصویر و دُز بیمار در شرایط تصویربرداری بسیار ضروری است. با پیشرفت فن‌آوری دیجیتال و رایانه‌ها، روش‌های تصویربرداری دیجیتال گوناگونی همانند storage phosphor-based computed radiography (CR) و سامانه‌های FP (Flat-Panel) با آشکارسازها و روش‌های گردآوری داده‌های گوناگون، برای جایگزینی روش‌های فیلم-اسکرین یا آنالوگ گسترش یافته‌اند (۲-۴). سامانه‌های دیجیتالی به جهت داشتن گستره پویایی بیشتر، دامنه پرتودهی بزرگتر، امکان پس‌پردازش، کاهش هزینه‌ها، دسترسی آسانتر به تصاویرها و نیز امکان جابجایی آسان و فراهم کردن نظر چند رادیولوژیست از راه PACS (Picture Archive and Communication System) مورد اقبال زیادی قرار گرفته‌اند. با بررسی‌هایی که تاکنون انجام گرفته است، مشخص شد که کیفیت

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی به شماره ۹۳۳۷۹۲۸ دانشگاه علوم پزشکی بابل می‌باشد.

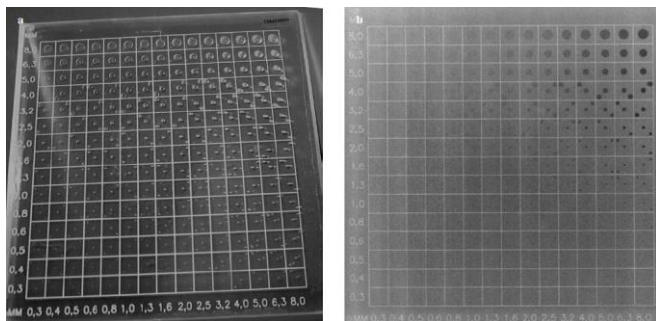
*مسئول مقاله: دکتر سیدحسین موسوی‌انیجدان

آدرس: بابل، دانشگاه علوم پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، گروه تکنولوژی پرتوها. تلفن: ۰۱۱-۳۳۱۹۰۱۰۵

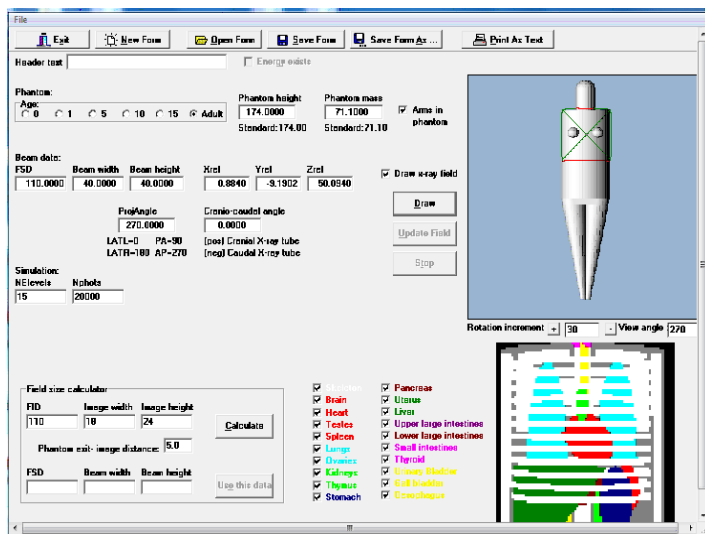
بیان شده‌اند. برای بررسی شرایط گوناگون تصویربرداری، اندازه IQF_{inv} با دُز موثر E (μSv) مربوطه مورد مقایسه قرار گرفتند.

$$IQF_{inv} = \sum_{i=1}^{15} \frac{100}{Diameter_i * Depth_i}$$

$Depth_i$ و $Diameter_i$ برترتیب عمق و قطر خانه i ام فانتوم جسم آزمون جزئیات- کنتراست CDRAD (شکل ۱) است (۲). در ابتدا اندازه‌های دُز ورودی پوست در شرایط گوناگون با این دستگاه‌های پرتونگاری فراهم شدند. دُز ورودی پوست براساس حاصلضرب خروجی دستگاه رادیولوژی در فاکتور پراکندگی به عقب BSF (Back Scatter Factor) بر روی سطح پوست برآورد گردید. ضرایب پراکندگی به عقب، برای کیلوولتاژهای مختلف براساس مدرک فنی شماره ۴۵۷ آژانس بین‌المللی انرژی اتمی محاسبه گردیده است (۱۳). با استفاده از دُز ورودی به پوست و با استفاده از نرم‌افزار PCXMC، اندازه‌های دُز موثر (Effective Dose) قفسه سینه در شرایط تصویربرداری گوناگون برآورد شدند (شکل ۲). در این نرم افزار با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو، دُز معادل ارگان‌های گوناگون بدن و همچنین دُز موثر تمام بدن قابل محاسبه می‌باشد.



شکل ۱. (a) فانتوم جسم آزمون جزئیات- کنتراست (CDRAD) و (b) تصویر پرتونگاری آن



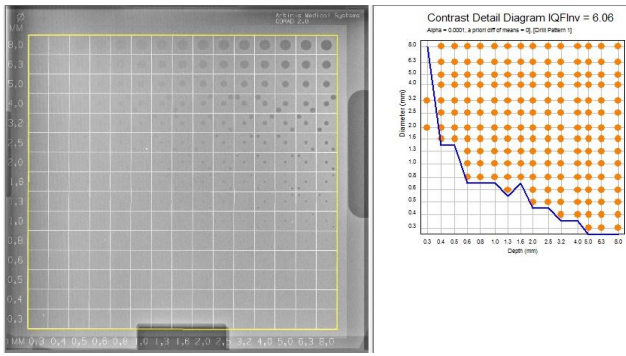
شکل ۲. نرم افزار PCXMC جهت محاسبه دُز موثر در تصویربرداری قفسه سینه

شده‌اند (۹). هنگامی که ساختارهای آناتومی مد نظر هستند، روش‌های VGA (Visual Grading Analysis) با و بدون تصویرهای مرجع، روش‌های ترجیحی برای بررسی کیفیت تصویر می‌باشند. گرچه در تصویربرداری از قفسه سینه دُز زیادی به بیمار داده نمی‌شود، ولی چون این روش در کارهای بالینی زیاد مورد نیاز است، بنابراین دُز جمعی این روش تصویربرداری، بالا می‌باشد (۱۱ و ۱۰). از طرفی چون هنوز در بخش‌هایی از مراکز رادیولوژی کشور که دستگاه‌های آنالوگ، با نوع دیجیتال آن جایگزین نشده‌اند و همچنین در برخی از بخش‌ها که هر دو دستگاه در کنار هم هستند، هنوز رفتار پرتوکاران در دادن شرایط مناسب، نهاده نشده است. همچنین تمایل به اعمال شرایط بیشتر در تصویربرداری دیجیتال زیاد گزارش شده است و نیز مرجعی جز توصیه کارخانه سازنده در این زمینه وجود ندارد (۱۲ و ۱). بنابراین در این مطالعه با بکارگیری فانتوم کیفیت تصویر و نرم‌افزارهای وابسته، شرایط تصویربرداری بهینه بر روی دستگاه پرتونگاری دیجیتال برای رویه تصویربرداری قفسه سینه مورد بررسی قرار گرفت.

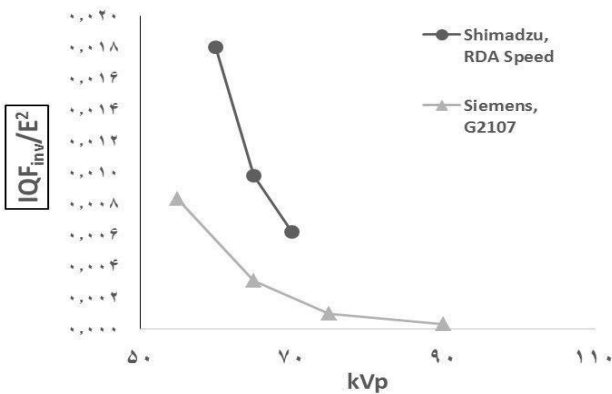
مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی با کد اخلاق ۱۳۹۵.۵ MUBABOL.REC. تاریخ ۹۳/۳/۱۳، دو دستگاه پرتونگاری دیجیتال Shimadzu, RDA Speed و Siemens, G2107 مورد بررسی قرار گرفتند. هر دو دستگاه از حالت فیلم اسکرین به دیجیتال تبدیل شده بودند. پیش از انجام پژوهش، آزمون‌های کنترل کیفی بر اساس ضوابط ملی NDRL (National Diagnostic Reference Level) بر روی این دستگاه‌ها انجام گردید. این آزمون‌ها شامل آزمون‌های دُزیمتری و کیفیت تصویر بر روی دستگاه دیجیتال بود. بر اساس نتایج آزمون‌ها، خروجی هر دو دستگاه بر اساس میکروگری در فاصله یک متری برای کیلوولتاژهای مختلف بدست آمد. برای بررسی کیفیت تصویر از فانتوم جسم آزمون جزئیات- کنتراست یا CDRAD نوع ۲ شرکت Artinis کمک گرفته شد. این فانتوم از یک صفحه (PMMA=polymethyl methacrylate) به ضخامت ۱ سانتیمتر و سطح $26/5 \times 26/5$ سانتیمتر مربع تشکیل شده است. بر روی این صفحه یک ماتریس 15×15 خانه مربعی قرار دارد. در این خانه‌ها حفره‌هایی با اندازه و عمق متغیری وجود دارد.

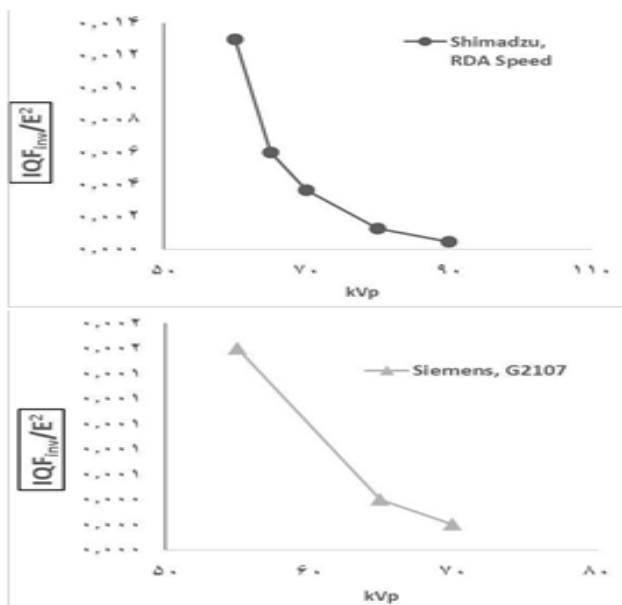
در طول یک ستون عمق حفره ثابت است، ولی قطر آن، نمایی افزایش می‌یابد. در سه سطر نخست تنها یک حفره به ازای یک مربع وجود دارد و در باقیمانده خانه‌ها، یک حفره در مرکز و حفره دوم کاتوره‌ای در چهار گوشه قرار می‌گیرد. قطر حفره در راستای افقی (لگاریتمی از $0/3$ تا ۸ میلی‌متر) و نیز عمق آن در راستای عمودی (لگاریتمی از $0/3$ تا ۸ میلی‌متر) تغییر می‌کند. شکل (۱) نمایش فانتوم و تصویر رادیولوژی با یک دستگاه دیجیتال است. نرم‌افزار تحلیل‌گر CDRAD ویرایش ۱/۱ شرکت Artinis، برای بررسی خودکار جزئیات کنتراست تصویر جای حفره‌های فانتوم بکار گرفته شد. در برخی از کارها به هر دو روش بررسی کیفیت تصویر با نرم‌افزار بگونه خودکار و بررسی دستی توسط چند مشاهده‌گر نیز پرداخته شد، اما در این بررسی تنها از روش خودکار نرم‌افزاری بهره‌برداری شد. یافته‌ها برحسب شاخص کلی کیفیت تصویر که بگونه وارون شکل کیفیت تصویر (Inverse Image Quality Figure) تعریف می‌شود،



شکل ۳. نمونه‌ای از تصاویر بدست آمده از فانتوم CDRAD و آنالیز آن



نمودار ۱. نمودار IQF_{inv}/E^2 برحسب kVp برای Shimadzu, RDA Speed و Siemens, G2107 در فاصله چشمه تا آشکارساز ۱۸۰ سانتیمتر



نمودار ۲. نمودار IQF_{inv}/E^2 برحسب kVp برای Shimadzu, RDA Speed در فاصله چشمه تا آشکارساز ۱۸۰ سانتیمتر و Siemens, G2107 در فاصله چشمه تا آشکارساز ۱۱۰ سانتیمتر

بحث و نتیجه گیری

یافته‌های این پژوهش که در جدول‌های ۱ و ۲ و نیز نمودارهای ۱ و ۲ نشان داده شدند گویای این هستند که در همه حالت‌های تصویربرداری، با افزایش

یافته‌ها

نتایج حاصل از اندازه‌گیری خروجی دستگاه، دُز ورودی پوست، دُز موثر و فاکتور کیفیت تصویر در فواصل مختلف آورده شده است. بسته به نوع دستگاه در هر مرکز، کیلوولتاژهای ۵۵ تا ۹۰ اعمال شده بود و فاصله چشمه تا آشکارساز ۱۱۰، ۱۵۰ و ۱۸۰ سانتیمتر بوده است. داده‌ها نشان داد که در همه حالت‌های تصویربرداری، با افزایش شرایط پرتونگاری، IQF_{inv}/E^2 و IQF_{inv} رو به کاهش می‌باشند. همچنین با افزایش کیلوولتاژ، اندازه ED که نشان دهنده دُز موثر بیمار می‌باشد نیز افزایش پیدا کرده است (جدول ۱ و ۲).

جدول ۱. اندازه‌های دُز ورودی پوست، دُز موثر قفسه سینه و فاکتورهای کیفیت تصویر در شرایط تصویربرداری گوناگون برای Shimadzu, RDA Speed

IQF_{inv}/E^2	IQF_{inv}	ED(μ Sv)	ESD@10mAs (μ Gy)	kVp	فاصله چشمه تا آشکارساز
۰/۰۱۸۰	۸/۱۲	۲۱	۱۲۰	۶۰	cm ۱۸۰
۰/۰۰۹۸	۸/۲۸	۲۹	۱۴۵	۶۵	
۰/۰۰۶۲	۸/۰۴	۳۶	۱۷۰	۷۰	
۰/۰۱۳۰	۸/۵۹	۲۶	۱۷۰	۶۰	cm ۱۵۰
۰/۰۰۶۰	۸/۲۸	۳۷	۲۰۰	۶۵	
۰/۰۰۳۷	۸/۶۱	۴۸	۲۴۰	۷۰	
۰/۰۰۱۳	۸/۶۷	۸۰	۳۵۰	۸۰	cm ۱۱۰
۰/۰۰۰۵	۷/۲۷	۱۱۷	۴۶۰	۹۰	
۰/۰۰۲۹	۸/۵۶	۵۴	۳۵۰	۶۰	
۰/۰۰۰۹	۸/۲۹	۹۴	۴۷۰	۷۰	

جدول ۲. اندازه‌های دُز ورودی پوست، دُز موثر قفسه سینه و فاکتورهای کیفیت تصویر در شرایط تصویربرداری گوناگون برای Siemens, G2107

IQF_{inv}/E^2	IQF_{inv}	ED(μ Sv)	ESD@10mAs (μ Gy)	kVp	فاصله چشمه تا آشکارساز
۰/۰۰۸۳	۷/۰۱	۲۹	۱۷۵	۵۵	cm ۱۸۰
۰/۰۰۳۱	۶/۶۰	۴۶	۲۳۰	۶۵	
۰/۰۰۱۰	۶/۵۰	۸۰	۳۵۰	۷۵	
۰/۰۰۰۳	۶/۵۸	۱۴۷	۵۴۰	۹۰	cm ۱۱۰
۰/۰۰۱۶	۶/۰۶	۶۲	۴۵۰	۵۵	
۰/۰۰۰۴	۶/۸۰	۱۲۴	۷۴۰	۶۵	
۰/۰۰۰۲	۷/۱۰	۱۸۰	۹۰۰	۷۰	

نمونه‌ای از تصویر فانتوم و یک نمودار تحلیل شده خروجی نرم‌افزار Artinis، با نقطه‌های نشان دهنده نمره‌هایی که با معیارهای پیشنهادی کارخانه سازنده فانتوم و نمودار کنتراست جزئیات پیرو آن و اندازه IQF_{inv} تصحیح می‌شود، در شکل ۳ نشان داده شده است. همچنین نمونه‌ای از نمودارهای IQF_{inv}/E^2 برحسب kVp در فواصل مختلف چشمه تا آشکارساز در نمودار ۲ و ۱ نشان داده شده است. در این نمودارها روند کاهشی IQF_{inv}/E^2 و IQF_{inv} با افزایش شرایط پرتونگاری، در همه حالت‌های تصویربرداری دیده می‌شوند.

سامانه‌های DR از CR بهتر پاسخ دادند. در بررسی Jablanovic و همکاران، بیان شد که جایگزینی کامل دستگاه‌های پرتونگاری آنالوگ به دیجیتال، نیازمند آموزش پرتوکاران و بهینه‌سازی سامانه‌ها برای جلوگیری از دُزهای ناخواسته به بیماران می‌باشد (۱۶).

Paydar و همکاران با دستگاه‌های مشابه تغییرات گسترده شرایط تابش و دُز پرتوگیری را نشان دادند که بیشتر از اندازه NDRL هم بوده است (۱۲). بنابراین نیاز به آموزش پرتوکاران در قالب بازآموزی و بهینه‌سازی شرایط تصویربرداری می‌بایستی جزء برنامه‌های دست‌اندرکاران قرار گیرد. از تحلیل پارامترهای موثر بر کیفیت تصویر در سامانه‌های دیجیتال می‌توان نتیجه گرفت: کنتراست که یکی از پارامترهای مهم مورد بررسی در انتخاب ولتاژ تیوب برای تصویربرداری از بافت‌های گوناگون است، به آسانی می‌تواند اعمال و نمایش داده شود. از طرفی نکته قابل تامل، اعمال شرایط پرتونگاری (انتخاب ولتاژ و جریان تیوب) در بخش‌های رادیولوژی مورد بررسی ما با دیگر بررسی‌ها است. چنانچه در بررسی Asadinezhad و همکاران و Seo و همکاران نیز نشان داده شد، علاوه بر نوع و اندام مورد تصویربرداری، کاربران کشور ما بیشتر در اعمال mAs بالاتر بجای kVp بالاتر، تمایل دارند (۱۵ و ۱۰).

گرچه این موضوع که به همه انواع تصویربرداری اعم از آنالوگ و دیجیتال برمی‌گردد، می‌تواند به عنوان یک موضوع جداگانه مورد بررسی قرار گیرد. با توجه به نتایج بدست آمده از این پژوهش می‌توان به مراکز پرتونگاری دیجیتال پیشنهاد داد که با توجه به کیفیت تصویر بالینی مورد انتظار مرکز تا جایی که ممکن است برای تصویربرداری از قفسه سینه، از کیلوولتاژهای پایین‌تر برای تصویربرداری استفاده کنند تا ضمن حفظ کیفیت، کمترین دُز موثر به بیمار داده شود.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی بابل به دلیل حمایت مالی از این تحقیق و همچنین از دفتر امور حفاظت در برابر اشعه کشور، بابت در اختیار گذاشتن فانتوم CDRAD، تشکر و قدردانی می‌گردد.

شرایط پرتونگاری، IQF_{inv} و IQF_{inv}/E^2 رو به کاهش می‌باشند. این موضوع با یافته‌های کار Compagnone سازگاری دارد (۲). همچنین نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که با افزایش کیلوولتاژ، مقدار ED که نشان دهنده دُز موثر بیمار می‌باشد نیز افزایش پیدا می‌کند. این نتایج با یافته‌های Paydar و همکاران تطابق دارد (۱۲).

گرچه بررسی کیفیت تصویر با CDRAD داده‌های با ارزشی را در اختیار قرار می‌دهد ولی بدلیل نبود نوپز آناتومیکی، تصویربرداری بالینی محدود یا ناقصی را به نمایش می‌گذارد (۱۴). اگرچه بسیاری از گزارش‌ها نشان‌دهنده کاهش دُز و همزمان افزایش کیفیت در تصویربرداری دیجیتال می‌باشند، ولی برخی دیگر عکس این حالت را نیز گزارش کردند (۱۷-۱۵). محدودیت گستره پویایی سامانه‌های فیلم-اسکرین به ناچار، به بکارگیری شرایط بالای تصویربرداری قفسه سینه نیاز دارد. در صورتی که ولتاژهای پائین‌تر تیوب می‌تواند برای سامانه‌های دیجیتال بکار روند. بنابراین شرایط فنی تصویربرداری مناسب، می‌بایستی مورد بازنگری قرار گیرند (۲).

از طرفی سامانه‌های دیجیتال، گستره پویایی وسیعی دارند و بنابراین باعث تغییرات دامنه زیاد دُز می‌شوند. در صورتی که پروتکل‌های رادیولوژی می‌بایستی برای فراهم کردن یک تصویر باکیفیت و با کمترین دُز ممکن بر اساس اصل As Low As Reasonably Achievable (ALARA) بهینه گردند. در بررسی Compagnone و همکاران، نشان داده شد که با بهبود کیفیت تصویر در ولتاژهای تیوب پایین، همبستگی خوبی بین مشاهدات انسانی و یافته‌های نرم‌افزارهای رایانه‌ای وجود دارد (۲). تصاویر بدست آمده از CR در ولتاژهای ۹۵ kVp و ۸۵ kVp دارای کیفیتی بهتر از تصاویر بدست آمده در ولتاژهای بالاتر داشتند و دُز موثر به ترتیب ۴ و ۱۳ درصد کمتر از دُز موثر در ولتاژ ۱۲۵ kVp بوده است. علت این پدیده، ترکیب اثر تغییر در پاسخ آشکارساز با انرژی‌های فوتون و افزایش کنتراست سیگنال در پتانسیل‌های کمتر تیوب بیان شد. بنابراین پروتکل‌های تصویربرداری رادیولوژی از قفسه سینه با دستگاه‌های دیجیتال، می‌توانند با کیلوولتاژهای پایین‌تر و با کمی افزایش در میلی‌آمپر و البته کاهش در پرتوگیری با همان کیفیت تصویر و یا حتی بهتر، بهینه گردند. در این میان

Optimization of Image Quality and Patient Dose in Digital Radiography of the Chest

R. Paydar (PhD)¹, S.H. Mousavie Anijdan (PhD)^{*2}, A.R. Khorrami (PhD)³, I. Mohammadi (PhD)⁴, R. Reiazi (PhD)⁵

1. Department of Radiation Sciences, Faculty of Allied Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, I.R.Iran
2. Department of Radiation Technology, Allied Medicine Faculty, Babol University of Medical Sciences, Babol, I.R.Iran
3. Department of Radiology, Allied Medicine Faculty, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, I.R.Iran
4. Department of Basic Sciences, Faculty of Medicine, Sari Branch, Islamic Azad University, Sari, I.R.Iran
5. Department of Medical Physics, School of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, I.R.Iran

J Babol Univ Med Sci; 19(7); Jul 2017; PP: 57-62

Received: Mar 13th 2017, Revised: May 10th 2017, Accepted: Jun 20th 2017.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Digital systems have been replacing with screen-film analogue systems in diagnostic radiology departments, rapidly. Despite the differences in the properties of new x-ray imaging detectors, the same radiographic protocols that had been used for radiographic film-screen are used for digital imaging systems, without any review yet. In this study, the image quality and the patient dose in digital imaging of the chest are evaluated and optimized.

METHODS: Two digital radiography machines from two separated hospitals (Imam Khomeini and Bu Ali Hospitals-Sari) have been used in this experimental research. Imaging and dose measurement are carried out at different source to phantom distances and kilo-voltages. For measurement of the image quality, a contrast-detail radiography (CDRAD) phantom is used. For evaluation of optimization, the Inverse Image Quality Figure per patient dose squared (IQF_{inv}/E^2) is used.

FINDINGS: Evaluation of measured data for optimization shows that for both of these two digital radiography machines, despite of increasing in patient dose, with reducing of kilo-voltage, the IQF_{inv}/E^2 is increased. The maximum values of this parameter for Imam Khomeini and Bu Ali Hospitals are measured 0.0180 and 0.0083, respectively.

CONCLUSION: The results of this study indicate that despite the traditional notion of using higher kilo-voltages for chest radiography, with increasing kilo-voltage, the ratio of image quality per patient dose is reduced. So, for optimization of chest radiography, as much as possible the kilo-voltage should be reduced based on the size of patient and clinical purpose.

KEY WORDS: *Digital radiography, Chest radiography, Contrast-Detail Phantom, Optimization*

Please cite this article as follows:

Paydar R, Mousavie Anijdan SH, Khorrami AR, Mohammadi I, Reiazi R. Optimization of Image Quality and Patient Dose in Digital Radiography of the Chest. J Babol Univ Med Sci. 2017;19(7):57-62.

* Corresponding author: S.H. Mousavie Anijdan (PhD)

Address: Department of Radiation Technology, Allied Medicine Faculty, Babol University of Medical Sciences, Babol, I.R.Iran

Tel: +98 11 32190105

E-mail: shmosavia@mubabol.ac.ir

References

1. Salat D, Nikodemova D. Patient doses and image quality in digital chest radiology. *Radiat Prot Dosimet*. 2008;129(1-3):147-9.
2. Compagnone G, Casadio Baleni M, Di Nicola E, Valentino M, Benati M, Calzolaio LF, et al. Optimisation of radiological protocols for chest imaging using computed radiography and flat-panel X-ray detectors. *Radiol Med*. 2013;118(4):540-54.
3. Mothiram U, Brennan PC, Lewis SJ, Moran B, Robinson J. Digital radiography exposure indices: A review. *J Med Radiat Sci*. 2014;61(2):112-8.
4. Pascoal A, Lawinski CP, Mackenzie A, Tabakov S, Lewis CA. Chest radiography: a comparison of image quality and effective dose using four digital systems. *Radiat Prot Dosimet*. 2005;114(1-3):273-7.
5. Rong XJ, Shaw CC, Liu X, Lemacks MR, Thompson SK. Comparison of an amorphous silicon/cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen/film and computed radiography systems--a contrast-detail phantom study. *Med Phys*. 2001;28(11):2328-35.
6. Ullman G, Sandborg M, Dance DR, Hunt R, Alm Carlsson G. The influence of patient thickness and imaging system on patient dose and physical image quality in digital chest imaging. *Radiat Prot Dosimet*. 2005;114(1-3):294-7.
7. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed, Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2012. P. 96-9.
8. Hamer OW, Volk M, Zorger Z, Feuerbach S, Strotzer M. Amorphous silicon, flat-panel, x-ray detector versus storage phosphor-based computed radiography: contrast-detail phantom study at different tube voltages and detector entrance doses. *Invest Radiol*. 2003;38(4):212-20.
9. Månsson LG. Methods for the Evaluation of Image Quality: A Review. *Radiat Protec Dosim*. 2000;90(1-2):11.
10. Asadinezhad M, Bahreyni Toossi MT. Doses to patients in some routine diagnostic X-ray examinations in Iran: proposed the first Iranian diagnostic reference levels. *Radiat Prot Dosime*. 2008;132(4):409-14.
11. Wan AYH, Shih MH, Lai BMH, Chu CY, Tang KYK, Chan RTM, et al. Achievable radiation dose reduction with comparable Image quality in chest radiography. *Hong Kong J Radiol*. 2014;17(7):182-8.
12. Paydar R, Takavar A, Kardan MR, Babakhani A, Deevband MR, Saber S. Patient effective dose evaluation for chest X-ray examination in three digital radiography centers. *Inter J Radiat Res*. 2012;10(3):139-43.
13. International Atomic Energy, *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice*. Technical Reports Series No 457, IAEA, Vienna. 2007.
14. Veldkamp WJ, Kroft LJ, Boot MV, Mertens BJ, Geleijns J. Contrast-detail evaluation and dose assessment of eight digital chest radiography systems in clinical practice. *Eur Radiol*. 2006;16(2):333-41.
15. Seo D, Jang S, Kim J, Kim J, Sung D, Kim H, et al. A comparative assessment of entrance surface doses in analogue and digital radiography during common radiographic examinations. *Radiat Prot Dosimet*. 2014;158(1):22-7.
16. Jablanovic D, Ciraj-Bjelac O, Damjanov N, Seric S, Radak-Perovic M, Arandjic D, et al. Screen-film versus digital radiography of sacroiliac joints: evaluation of image quality and dose to patients. *Radiat Prot Dosimet*. 2013;155(1):88-95.
17. Karami V, Zabihzadeh M, Danyaei A, Shams N. Efficacy of Increasing Focus to Film Distance (FFD) for Patient's Dose and Image Quality in Pediatric Chest Radiography. *Int J Pediat*. 2016;4(9):3421-9.