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

رضا پایدار (PhD)، سیدحسین موسویانیجدان (PhD)^۳، علیرضا خرمی (PhD)^۳، ایرج محمدی (PhD)^۳، 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 پرتوشناسی تشخیصی، به طور روزافزون دستگاههای پرتونگاری دیجیتال جایگزین دستگاههای پرتونگاری فیلم⊣سکرین میشوند. علیرغم تفاوت در ویژگیهای آشکارسازهای جدید ثبت تصاویر، همان پروتکلهای پرتونگاری که برای سامانههای فیلم⊣سکرین 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 چشـمه تا فانتوم و با کیلوولتاژهای مختلف، تصویربرداری و اندازه گیری دُز انجام گرفت. برای اندازه گیری کیفیت تصویر در این مطالعه، فانتوم بررسی جزئیات– کنتراست بکـار گرفتـه شـد. برای بررسی بهینهسازی، از پارامتر نسبت کیفیت تصویر به مجذور دُز بیمار (IQF_{inv}/E²) استفاده گردید.

یافتهها: بررسی پارامترهای اندازهگیری شده برای بهینهسازی نشان داد که در هر دو دستگاه با کاهش اندازه کیلوولتاژ علیرغم افزایش دز مـوثر بیمـار، نسـبت IQFinv/E² نیـز افزایش مییابد. بیشترین اندازه این نسبت برای دستگاههای Shimadzu, RDA Speed و Siemens, G2107 بترتیب برابر ۱۰۰۰۸۰ و ۱۰۰۰۸۳ دندازهگیری 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

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 فن آوری دیجیتال و رايانهها، روشهای تصويربرداری ديجيتال گوناگونی همانند storage phosphor-based computed radiography (CR) و سامانه های (Flat-Panel) با آشکارسازها و روشهای گردآوری دادههای گوناگون، برای جایگزینی روشهای فیلم-اسکرین یا آنالوگ گسترش یافتهاند (۴-۲). سامانه های دیجیتالی به جهت داشتن گستره پویایی بیشتر، دامنه پرتودهی بزرگتر، امکان پس پردازش، کاهش هزینهها، دسترسی آسانتر به تصویرها 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

تصویر در سامانههای دیجیتالیFP از سامانههای CR و فیلم⊣سکرین یا آنالوگ بهتر شده است (عو٥). یک روش عالی برای ترکیب مفهوم تفکیک کنتراست و مكان، منحنى جزئيات -كنتراست (Contrast-Detail Curves) است كه معمولا با استفاده از یک فانتوم (Contrast-Detail in Radiography CDRAD) بدست می آید (۲). این منحنی ها یک گذار از اشیایی که دیده می شوند، به اشیایی که دیده نمی شوند 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 ROC (Characteristics است که می تواند با ناظر انسانی و یا با یک نرمافزار بگونه خودکار انجام شود. کار بررسی کیفیت تصویر در ابتدا با فانتومهای جسم آزمون جزئيات-كنتراست سادهترى انجام مى گرفت، با اينحال توانسته بودند امكان کاهش دُز، بدون از دست دادن کیفیت تصویر را در سامانههای FP نسبت به CR به نمایش بگذارند (۸). اما امروزه فانتوم پیشرفته تری 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

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی به شماره ۹۳۳۷۹۲۸ دانشگاه علوم پزشکی بابل میباشد. *مسئول مقاله: دکتر سیدحسین موسوی/نیجدان

آدرس: بابل، دانشگاه علوم پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، گروه تکنولوژی پرتوها. تلفن: ۳۲۱۹۰۱۰۵–۰۱۱

WGA شدهاند (۹). هنگامی که ساختارهای آناتومی مد نظر هستند، روشهای VGA شدهاند (۹). هنگامی که ساختارهای آناتومی مد نظر هستند، روشهای Analysis) با و بدون تصویرهای مرجع، روشهای ترجیحی برای بررسی کیفیت تصویر میباشند. گرچه در تصویربرداری از قفسه سینه دُز زیادی به بیمار داده نمی شود، ولی چون این روش در کارهای بالینی زیاد مود نیاز است، بنابراین دُز جمعی این روش تصویربرداری، بالا میباشد (۱۹۰۹وهو۱). 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، نهادینه نشده است. همچنین تمایل به اعمال شرایط بیشتر در سازید مرابط مناسب، نهادینه نشده است. همچنین تمایل به اعمال شرایط بیشتر در سازیده در این زمینه وجود ندارد (۲۱ و۱). بنابراین در این مطالعه با بکارگیری نشود در این زمینه وجود ندارد (۲۱ و۱). بنابراین در این مطالعه با بکارگیری نوی مازیده در این زمینه وجود ندارد (۲۱ و۱). بنابراین در این مطالعه با بکارگیری دستگاه پرتونگاری دیجیتال برای رویه تصویربرداری قفسه سینه مورد برسی قرار مانتوم که در این زمینه وجود ندارد (۲۱ و۱۰ وی میبال بین مرجعی در این زمینه وجود ندارد (۲۰ و۱). بنابراین در این مطالعه با بکارگیری دستیکاه پرتونگاری دیجیتال برای رویه تصویربرداری قفسه سینه مورد برسی قرار دستگاه پرتونگاری دیجیتال برای رویه تصویربرداری قفسه سینه مورد برسی قرار دستگاه پرتونگاری دیجیتال برای رویه تصویربرداری قفسه سینه مورد برسی قرار گرفت.

مواد و روشها

در این مطالعه تجربی با کد اخلاق ۱۳۹۵.۵ Shimadzu, RDA Speed تاریخ ۲۳۹۵.۵ دو دستگاه پرتونگاری دیجیتال Shimadzu, RDA Speed مورد بررسی قرار گرفتند. هر دو دستگاه از حالت فیلم 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 امال کیفی بر اساس ضوابط ملی دروی دستگاه انجام گردید. این آزمونها شامل آزمونهای در زیمتری و کیفیت تصویر بر روی دستگاه دیجیتال بود. بر اساس نتایج آزمونهای دروجی هر دو دستگاه بر اساس میکروگری در فاصله یک متری برای آزمون ها، خروجی هر دو دستگاه بر اساس میکروگری در فاصله یک متری برای آزمون جزئیات– کنتراست یا CDRAD نوع ۲ شرکت Artinis کمک گرفته شد. این فانتوم از یک صفحه (۲۶/۵×۲۶/۵ سانتیمتر مربع تشکیل شده است. بر ضخامت ۱ سانتیمتر و سطح ۲۶/۵×۲۶/۵ سانتیمتر مربع تشکیل شده است. بر دوی این صفحه یک ماتریس ۱۵×۱۵ خانه مربعی قرار دارد. در این خانهها

در طول یک ستون عمق حفره ثابت است، ولی قطر آن، نمایی افزایش می یابد. 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 می گیرد. قطر حفره در راستای افقی (لگاریتمی از ۳/۰ تا ۸ میلیمتر) و نیز عمق آن در راستای عمودی (لگاریتمی از ۳/۰ تا ۸ میلیمتر) تغییر می کند. شکل (۱) نمایش فانتوم و تصویر رادیولوژی با یک دستگاه دیجیتال است. نرمافزار تحلیل گر CDRAD ویرایش ۱/۱ شرکت Artinis، برای بررسی خودکار جزئیات روش بررسی کیفیت تصویر با نرمافزار بگونه شد. در برخی از کارها به هر دو مشاهده گر نیز پرداخته شد، اما در این بررسی تنها از روش خودکار نرمافزاری مشاهده گر نیز پرداخته شد، اما در این بررسی تنها از روش خودکار نرمافزاری مهرهبرداری شد. یافتهها برحسب شاخص کلی کیفیت تصویر که بگونه وارون شکل کیفیت تصویر (Inverse Image Quality Figure) تعریف می شود

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

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

و Diameteri بترتیب عمق و قطر خانه i ما مانتوم 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 Back Scatter Factor) BSF بر روی سطح پوست برآورد گردید. ضرایب پراکندگی به عقب، برای کیلوولتاژهای مختلف براساس مدرک فنی شماره (۲۵۷ آژانس بینالمللی انرژی اتمی محاسبه گردیده است (۱۳). با استفاده از دُز ورودی به پوست و با استفاده از نرمافزار MCXMC، اندازههای دُز موثر (شکل ۲). در این نرم افزار با استفاده از شبیه سازی مونته کارلو، دُز معادل (شکل ۲). در این نرم افزار با استفاده از شبیه سازی مونته کارلو، دُز معادل



شکل ۵. (a) فانتوم جسم آزمون جزئیات- کنتراست (CDRAD) و (b) تصویر پرتونگاری آن





يافتهها

نتایج حاصل از اندازه گیری خروجی دستگاه، دُز ورودی پوست، دُز موثر و فاکتور کیفیت تصویر در فواصل مختلف آورده شده است. بسته به نوع دستگاه در هر مرکز، کیلولتاژهای 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}/E2 و IQF_{inv}/E7 رو به کاهش میباشند. همچنین با افزایش کیلوولتاژ، اندازه ED که نشان دهنده دُز موثر بیمار میباشد نیز افزایش پیدا کرده است (جدول ۲و۱).



IQF _{inv} /E ²	IQFinv	ED(µSv)	ESD@10mAs (µGy)	kVp	فاصله چشمه تا آشکارساز
٠/٠ ١٨٠	٨/١٢	۲۱	۱۲۰	۶.	
•/••٩٨	۸/۲۸	۲۹	۱۴۵	۶۵	cm ۱۸۰
•/••۶٢	٨/٠۴	۳۶	۱۲۰	٧٠	
•/• ١٣•	٨/۵٩	75	١γ.	۶.	
•/••۶•	٨/٢٨	۳۷	7	۶۵	
•/••٣٧	٨/۶١	۴۸	74.	٧٠	cm ۱۵۰
۰/۰۰۱۳	N/8V	٨٠	۳۵۰	٨٠	
۰/۰۰۰۵	٧/٢٧))Y	48.	٩٠	
•/••٢٩	٨/۵۶	۵۴	۳۵۰	۶.	cm ۱۱۰
•/•••٩	٨/٣٩	٩۴	۴۷۰	٧٠	

جدول۲. اندازههای دُز ورودی پوست، دُز موثر قفسه سینه و فاکتورهای کیفیت تصویر در شرایط تصویربرداری گوناگون برای Siemens, G2107

IQF _{inv} /E ²	IQFinv	ED(µSv)	ESD@10mAs (µGy)	kVp	فاصله چشمه تا آشکارساز
۰/۰۰۸۳	۷/۰۱	۲۹	۱۷۵	۵۵	cm ۱۸۰
•/••٣١	۶/۶۰	45	۲۳.	۶۵	
•/••١•	۶/۵۰	٨٠	۳۵۰	۷۵	
•/•••٣	۶/۵۸	141	54.	٩٠	
۰/۰۰۱۶	۶/۰۶	۶۲	۴۵۰	۵۵	cm \\.
•/•••۴	۶/۸۰	174	۷۴۰	۶۵	
•/•••٢	٧/١٠	۱۸۰	٩٠٠	٧٠	

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 IQFinv تصحیح می شود، در شکل ۳ نشان داده شده است. همچنین نمونه ای از نمودارهای در فواصل مختلف چشمه تا آشکارساز در نمودار ۲ و IQ $F_{
m inv}/E^2$ $IQF_{inv}/E2$ و IQF_{inv} د نشان داده شده است. در این نمودارها روند کاهشی IQF_{inv} با افزایش شرایط پرتونگاری، در همه حالتهای تصویربرداری دیده میشوند.





شکل ۳. نمونه ای از تصاویر بدست آمده از فانتوم CDRAD وآنالیز آن



نمودار ۱. نمودار IQFinv/E² برحسب kVp برای IQFinv/E² و Siemens, G2107 در فاصله چشمه تا آشکارساز ۱۸۰ سانتیمتر



نمودار ۲. نمودار IQFinv/E² برحسب kVp برای IQFinv/E² در فاصله چشمه تا آشکارساز ۱۵۰ 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

شرایط پرتونگاری، IQF_{inv} و IQF_{inv}/E² 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 می دهد ولی بدلیل نبود نویز آناتومیکی، تصویربرداری بالینی محدود یا ناقصی را به نمایش می گذارد (۱۴). اگرچه بسیاری از گزارشها نشان دهنده کاهش دُز و همزمان افزایش کیفیت در تصویربرداری دیجیتال می باشند، 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 پائین تر تیوب می تواند برای سامانههای دیجیتال بکار روند. بنابراین شرایط فنی تصویربرداری مناسب، می بایستی مورد بازنگری قرار گیرند (۲).

از طرفی سامانههای دیجیتال، گستره پویایی وسیعی دارند و بنابراین باعث تغییرات دامنه زیاد دُر می شوند. در صورتی که پروتکل های رادیولوژی می بایستی برای فراهم کردن یک تصویر باکیفیت و با کمترین دُر ممکن بر اساس اصل As (ALARA) 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 بالاتر داشتند و دُر موثر به ترتیب ۴ و ۱۳ درصد کمتر از دُر موثر در ولتاژهای بالاتر داشتند و دُر موثر به ترتیب ۴ و ۱۳ درصد کمتر از دُر موثر در ولتاژ مهای بوتون و افزایش کنتراست سیگنال در پتانسیل های کمترِ تیوب بیان شد. بنابراین می توانند با کیلوولتاژهای پایین تر و با کمی افزایش در میلی آمپر و البته کاهش در پرتوگلهای تصویربرداری رادیولوژی از قفسه سینه با دستگاههای دیجیتال، می توانند با کیلوولتاژهای پایین تر و با کمی افزایش در میلی آمپر و البته کاهش در پرتوگیری با همان کیفیت تصویر و یا حتی بهتر، بهینه گردند. در این میان

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 دُر 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 می بایستی جزء برنامههای دستاندرکاران قرار گیرد. از تحلیل پارامترهای موثر بر کیفیت تصویر در سامانههای دیجیتال می توان نتیجه گرفت: تصویربرداری از بافتهای گوناگون است، به آسانی می تواند 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، سراسی بالاتر بجای و اندام مورد تصویربرداری، کاربران کشور ما بیشتر در اعمال هرا بالاتر بجای و اندام مورد تصویربرداری، کاربران کشور ما بیشتر در اعمال هرا

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 می گردد.

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

Department of Radiation Sciences, Faculty of Allied Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, I.R.Iran
 Department of Radiation Technology, Allied Medicine Faculty, Babol University of Medical Sciences, Babol, I.R.Iran
 Department of Radiology, Allied Medicine Faculty, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, I.R.Iran
 Department of Basic Sciences, Faculty of Medicine, Sari Branch, Islamic Azad University, Sari, I.R.Iran
 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 patent 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

DOI: 10.22088/jbums.19.7.8

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 flatpanel 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, 3th 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.