

## ارزیابی کیفیت تصویر و دز تابشی در سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته با استفاده از فانتوم CDRAD

محمد رضا چوپانی<sup>۱</sup>، علی چاپاریان<sup>۲\*</sup>

## مقاله پژوهشی

## چکیده

**مقدمه:** ارتقای سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ به سیستم‌های دیجیتال، باعث کاهش زیادی در هزینه‌ها می‌شود، اما در این باره، نظرات متناقضی وجود دارد. بنابراین، هدف از انجام این مطالعه، مقایسه‌ی کیفیت تصویر و دز تابشی در سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته‌ی مختلف، با یک سیستم رادیوگرافی دیجیتال بود.

**روش‌ها:** کیفیت تصاویر و دز تابشی پنج سیستم رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته با یک سیستم رادیوگرافی دیجیتال با استفاده از فانتوم Contrast Detail RADiography Inverse image quality figure (CDRAD) مقایسه شد. کیفیت تصاویر توسط سه ناظر به طور مستقل در یک ایستگاه کاری با استفاده از عامل کمی IQFinv (IQFinv) ارزیابی شد. تغییرات مقادیر IQFinv به عنوان تابعی از متغیر IAK (Incident air kerma) برای سیستم‌های مختلف رادیوگرافی مورد مقایسه قرار گرفت.

**یافته‌ها:** در یک IAK ثابت (۱۰۰۰ میکروگری)، بالاترین مقدار IQFinv مربوط به دستگاه شماره‌ی ۴ (۴/۹۷) و پایین‌ترین مقدار IQFinv مربوط به دستگاه شماره‌ی ۱ (۳/۶۱) بود ( $P = ۰/۰۰۱$ ). کیفیت تصویر دستگاه‌های رادیوگرافی ارتقا یافته‌ی ۴ و ۵ در مقایسه با دستگاه رادیوگرافی دیجیتال بهتر بود.

**نتیجه‌گیری:** اگر سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته، بتوانند در مقایسه با سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال، تصاویری با کیفیت مناسب و با دز تابشی کم تولید نمایند، لازم نیست که بخش‌های تصویربرداری، هزینه‌های زیادی برای جایگزینی آن‌ها با سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال صرف نمایند.

**واژگان کلیدی:** رادیوگرافی، ارتقای کیفیت تصویر، دز تابشی، فانتوم

**ارجاع:** چوپانی محمد رضا، چاپاریان علی. ارزیابی کیفیت تصویر و دز تابشی در سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته با استفاده از فانتوم

CDRAD. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۸؛ ۳۷ (۵۴۷): ۱۱۶۹-۱۱۷۵

## مقدمه

رادیوگرافی، یکی از روش‌های تشخیصی در پزشکی است که به طور گسترده‌ای در تشخیص و بررسی روند بیماری‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. به طور کلی، سیستم‌های رادیوگرافی بر مبنای تفاوت در روند ثبت و نمایش تصاویر، به دو دسته‌ی رادیوگرافی دیجیتال و رادیوگرافی آنالوگ (فیلم- صفحه) تقسیم می‌شوند. امروزه، استفاده از سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ به دلیل معایبی نظیر هزینه‌های بالای ثبوت و ظهور و نگهداری فیلم‌ها، عدم دسترسی مناسب به تصاویر و عدم قابلیت پردازش تصاویر، به سرعت کاهش یافته و جای خود را به سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال در بخش‌های تصویربرداری داده‌اند (۱).

سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال به دو گروه رادیوگرافی رایانه‌ای (Computed radiography) و رادیوگرافی دیجیتال با آشکارساز

صفحه‌ی تخت (Flat panel digital radiography) طبقه‌بندی می‌شود. این سیستم‌ها، علاوه بر برطرف کردن معایب سیستم‌های رادیوگرافی فیلم- صفحه، دارای مزیت‌هایی نظیر دامنه‌ی دینامیک گسترده و ثبت و نمایش فوری تصاویر به صورت دیجیتال می‌باشد (۲).

یکی از معایب سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال، هزینه‌های بالای راه‌اندازی این سیستم‌ها می‌باشد. از طرفی، بسیاری از سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ موجود در مراکز تصویربرداری، دارای کارایی مناسبی به ویژه از لحاظ عملکرد تیوب و ژنراتور می‌باشند. به همین دلیل، در بعضی از مراکز تصویربرداری به جای استفاده از یک سیستم به طور کامل دیجیتال، سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ را با هزینه‌ای کمتر و تنها با قرار دادن یک آشکارساز صفحه‌ی تخت در محل قرارگیری سینی کاست، به سیستم دیجیتال ارتقا می‌دهند.

۱- دانشجو، گروه تکنولوژی پرتوشناسی، کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشکده‌ی پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشیار، گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشکده‌ی پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: ali\_chaparian@yahoo.com

نویسنده‌ی مسؤو: علی چاپاریان

## روش‌ها

در این مطالعه، به مقایسه‌ی کیفیت تصویر و دز تابشی پنج سیستم رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته با یک سیستم رادیوگرافی دیجیتال پرداخته شد.

در جدول ۱، اطلاعات و مشخصات فنی شش سیستم رادیوگرافی مورد بررسی آمده است.

شرایط تابش برای همه‌ی دستگاه‌ها با ثابت قرار دادن مدت زمان ۱۰۰ میلی‌ثانیه و فاصله‌ی منبع از آشکارساز ۱۰۰ سانتی‌متر، در ولتاژهای تیوب ۴۰، ۶۰ و ۸۰ کیلوولت و جریان‌های تیوب ۱۰۰، ۲۰۰ و ۴۰۰ میلی‌آمپر انتخاب شد. به منظور شبیه‌سازی پرتوهای پراکنده برای بدن، فانتم 2.0 CDRAD (Nijmegen project team, Netherlands) بین دو لایه‌ی ۵ سانتی‌متری از جنس اکریلیک قرار داده شد. این فانتوم، متشکل از یک صفحه از جنس اکریلیک با ابعاد ۲۶۵ × ۲۶۵ × ۱۰ میلی‌متر مکعب می‌باشد که بر روی آن ۲۲۵ حفره با عمق‌ها و قطرهای متفاوت در قالب یک ماتریس ۱۵ × ۱۵ وجود دارد. عمق و قطر حفره‌ها به صورت لگاریتمی تغییر می‌کند؛ بدین گونه که در هر ستون از ماتریس از بالا به پایین، عمق حفره‌ها ثابت و قطرشان بین ۰/۳-۸ میلی‌متر تغییر می‌یابد و در هر ردیف، با ثابت ماندن قطر از راست به چپ، عمق حفره‌ها بین ۰/۳-۸ میلی‌متر تغییر می‌کند. علاوه بر این، نحوه‌ی آرایش حفرات در این ماتریس به گونه‌ای است که احتمال پیش‌بینی موقعیت حفرات را توسط ناظر به حداقل می‌رساند و منجر به کاهش تورش ناظرین می‌شود (شکل ۱).

از سوی دیگر، به تازگی در ایران، ارتقای سیستم‌های آنالوگ به دیجیتال توسط بعضی از سازمان‌ها، ممنوع شده است، اما بسیاری از کارشناسان این حیطه، بر این باورند که سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته با سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال تفاوت چندانی ندارد.

به منظور ارزیابی عملکرد سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال، دو متغیر مهم شامل کیفیت تصویر و دز تابشی بیماران باید مورد بررسی قرار گیرد؛ چرا که به دلیل استفاده از پرتوهای یونیزان و ایجاد خطر بالقوه‌ی سرطان ناشی از تابش (۳)، بررسی میزان دز تابشی بیماران در تعیین عملکرد این سیستم‌ها الزامی است و از طرفی، لازمه‌ی داشتن تشخیص افتراقی صحیح، به دست آوردن تصاویری با کیفیت مطلوب می‌باشد. به همین دلیل، در ارزیابی عملکرد سیستم‌های رادیوگرافی، بهترین عملکرد مربوط به دستگاهی است که بتواند با کمترین دز ممکن، تصاویری با کیفیت مناسب تولید نماید (۴).

بیشتر مطالعات پیشین، به مقایسه‌ی سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال و آنالوگ پرداخته‌اند (۶-۵) و تنها در یک مطالعه (۷)، به مقایسه‌ی عملکرد سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته با سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال پرداخته شده است. بنابراین، هدف از انجام این مطالعه، مقایسه‌ی کیفیت تصاویر و دز تابشی در سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته‌ی مختلف با سیستم رادیوگرافی دیجیتال با استفاده از فانتم Contrast Detail RADIography (CDRAD) بود.

جدول ۱. اطلاعات و مشخصات فنی شش سیستم رادیوگرافی مورد مطالعه

شماره دستگاه	بیمارستان	سازنده	برند	مدل	سال تولید	سازنده‌ی آشکار ساز	اسم آشکار ساز	نوع
۱	آیت‌اله کاشانی	SHIMADZU Japan	Shimadzu	MA630	۲۰۱۱	TRIXELL	Pixium RAD4600 17in*17in	ارتقا یافته
۲	الزهر (س)	Philips Netherlands	Philips	Super 80 CP	۱۹۹۲	VIEW WORK	17in*17in VIEW WORK	ارتقا یافته
۳	الزهر (س)	Philips Netherlands	Philips	Super 80 CP	۱۹۹۲	VIEW WORK	17in*17in VIEW WORK	ارتقا یافته
۴	دکتر غرضی	Varian America	Varian	DIAMOND 150TH	۱۹۹۶	TRIXELL	Pixium RAD4600 17in*17in	ارتقا یافته
۵	دکتر غرضی	TOSHIBA Japan	TOSHIBA	-	۱۹۹۵	TRIXELL	Pixium RAD4600 17in*17in	ارتقا یافته
۶	دکتر غرضی	SHIMADZU Japan	SHIMADZU	RAD Speed	۲۰۱۷	KONIKA Minolta	AeroDR 17in*17in	دیجیتال

به عبارت دیگر، هر چه مقدار IQFinv بالاتر باشد، توانایی سیستم رادیوگرافی در به تصویر کشیدن جزئیات با کنتراست کم، بیشتر است. در این مطالعه، از آزمون One-way ANOVA جهت واکاوی آماری میانگین مقادیر IQFinv به دست آمده در دز های تابشی مختلف استفاده شد. مقدار  $P < 0/050$  به عنوان سطح معنی داری در نظر گرفته شد. تمام واکاوی‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ (version 20, IBM Corporation, Armonk, NY) انجام شد.

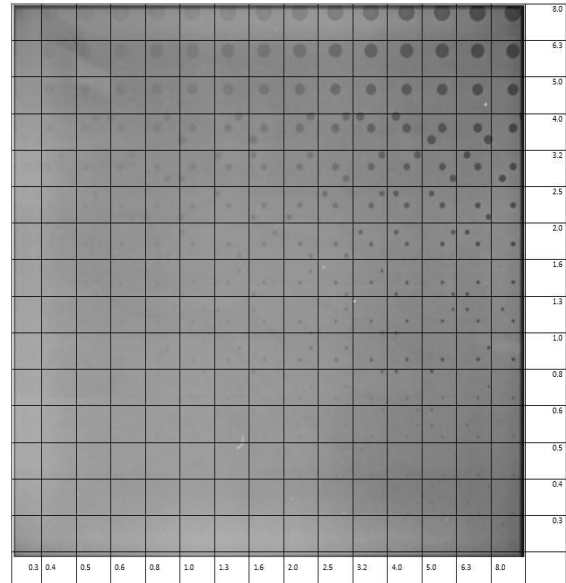
### یافته‌ها

در شکل ۲، نمودارهای مربوط به تغییرات مقادیر IAK به عنوان تابعی از شرایط تابشی (کیلوولتاژ پیک یا Kvp و میلی‌آمپر ثانیه یا mAs) برای هر شش دستگاه رادیوگرافی مورد مطالعه نشان داده شده است. همان‌طور که در این نمودارها دیده می‌شود، با افزایش شرایط تابش، مقدار IAK در هر دستگاه افزایش می‌یابد، اما این افزایش در هر دستگاه با دستگاه دیگر متفاوت است. به عبارت دیگر، در یک شرایط تابشی، ثابت میزان خروجی دستگاه‌های رادیوگرافی مختلف با یکدیگر تفاوت دارد. به عنوان مثال، میزان خروجی سیستم‌های رادیوگرافی مورد مطالعه به عنوان معیاری از دز تابشی در شرایط تابشی ثابت (۲۰ mAs و ۶۰ Kvp) برابر با ۸۴۷، ۷۴۶، ۳۴۳، ۹۲۸، ۶۸۲ و ۶۶۵ میکروگری به ترتیب برای سیستم‌های رادیوگرافی شماره‌ی ۶-۱ می‌باشد.

در شکل ۳، منحنی‌های تغییرات مقادیر IQFinv به عنوان تابعی از IAK برای سیستم‌های مختلف رادیوگرافی نشان داده شده است. بر اساس این منحنی‌ها، با افزایش مقدار IAK، میزان IQFinv نیز افزایش یافته است. در یک IAK ثابت (۱۰۰۰ میکروگری) بالاترین مقدار IQFinv مربوط به دستگاه شماره‌ی ۴ (۴/۹۷) و پایین‌ترین مقدار IQFinv مربوط به دستگاه شماره‌ی ۱ (۳/۶۱) بود ( $P = 0/001$ ). در این مقدار ثابت IAK، کیفیت تصویر دستگاه‌های رادیوگرافی ارتقا یافته‌ی ۴ و ۵ در مقایسه با دستگاه رادیوگرافی دیجیتال (شماره‌ی ۶) بهتر بود، اما کیفیت تصویر دستگاه‌های رادیوگرافی ارتقا یافته‌ی ۱ و ۳ پایین‌تر بود و کیفیت تصویر دستگاه رادیوگرافی ارتقا یافته‌ی شماره‌ی ۲ تفاوت معنی داری با دستگاه رادیوگرافی دیجیتال نداشت.

### بحث

نتایج این مطالعه نشان داد که برخی از سیستم‌های آنالوگ ارتقا یافته، عملکرد بالاتری از نظر تولید تصاویر با کیفیت مطلوب نسبت به سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال دارند.



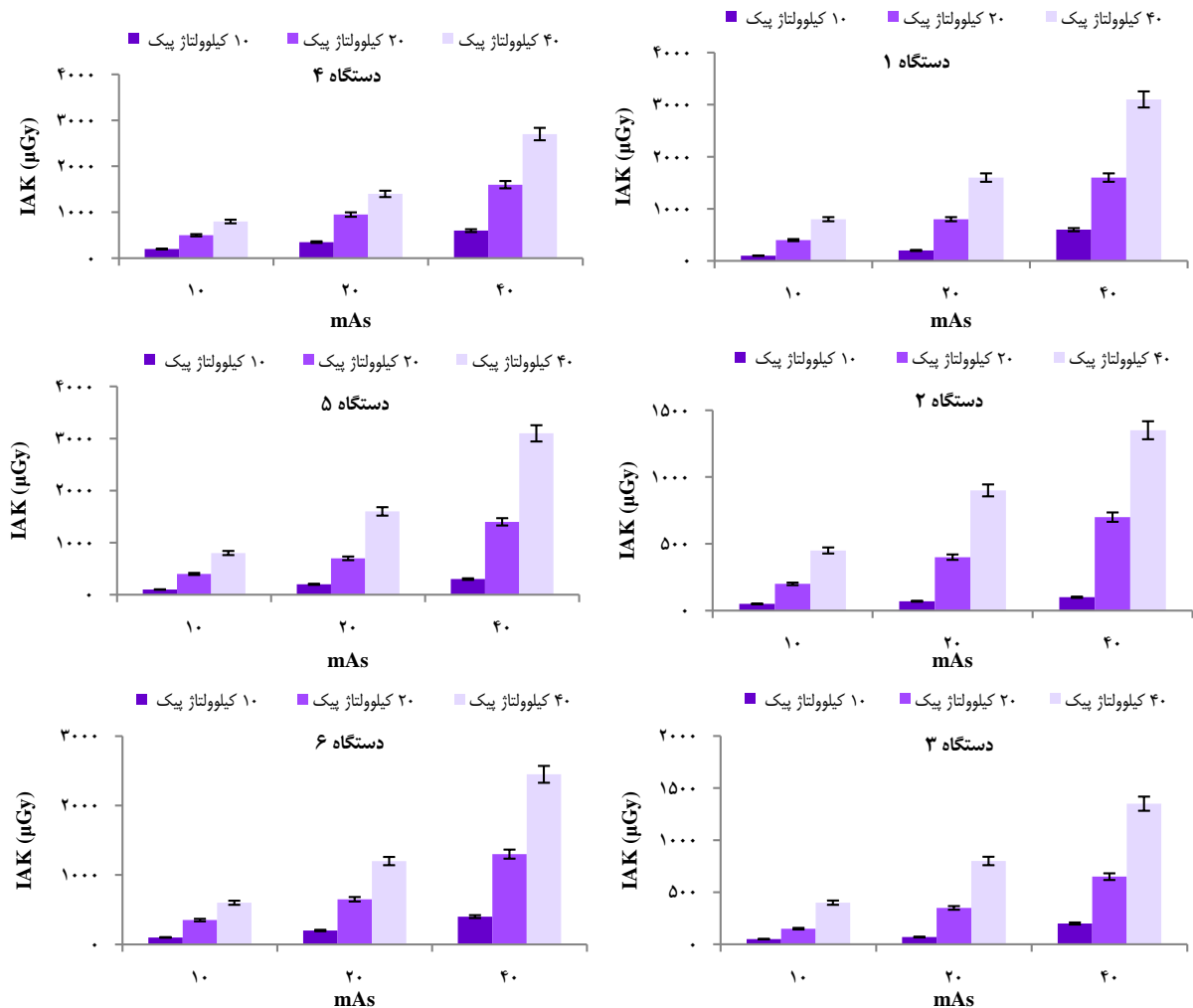
شکل ۱. یک تصویر رادیوگرافی از فانتوم

**Contrast Detail Radiography (CDRAD)** که جهت خوانش صحیح‌تر توسط ناظرین یک شبکه‌ی نشان دهنده‌ی اعداد هر ستون و ردیف بر روی آن به صورت نرم‌افزاری قرار گرفته است.

در شرایط تابش مختلف، از فانتوم CDRAD سه بار تصویر گرفته شد و به منظور اندازه‌گیری دز، دزیتر مدل RaySafe Xi بر روی سطح فانتوم قرار داده شد و متغیر Incident air kerma (IAK) در ورودی فانتوم بر حسب میکروگری به عنوان معیاری از دز تابشی اندازه‌گیری شد؛ به طوری که در مجموع، برای هر دستگاه رادیوگرافی، تعداد ۲۷ کمیت IAK و ۲۷ تصویر از فانتوم به دست آمد. ارزیابی تصاویر توسط سه ناظر به طور مستقل در یک ایستگاه کاری با شرایط ثابت انجام شد. استفاده از ۳ ناظر جهت کاهش خطای دید آن‌ها می‌باشد. ناظران برای افزایش دقت در ارزیابی تصاویر، تنها مجاز به تنظیم بزرگ‌نمایی تصاویر بودند. نتایج توسط ناظران به صورت حداقل عمق (کنتراست) قابل مشاهده در یک قطر ثابت گزارش شد. همچنین، به منظور مقایسه‌ی کیفیت تصاویر از Inverse image quality figure (IQFinv) استفاده شد. IQFinv یک عامل کمی جهت بیان کیفیت تصاویر می‌باشد و طبق معادله‌ی زیر به دست می‌آید:

$$IQFinv = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \times D_{i,th}}$$

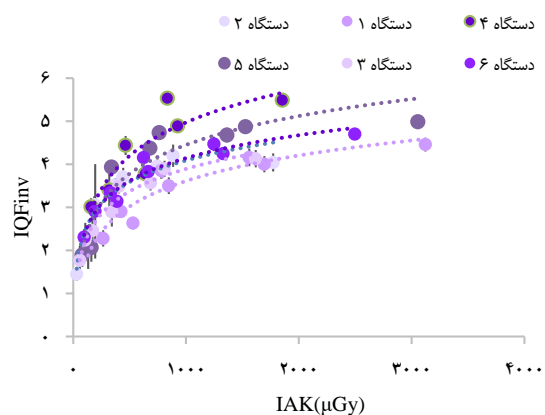
که  $i$  شماره‌ی ستون،  $C_i$  عمق حفره (کنتراست) و  $D_i$  قطر آستانه (جزئیات) در ستون  $i$  است که ناظر، قادر به دیدن آن باشد (۸). نحوه‌ی ارزیابی کیفیت بر طبق IQFinv بدین گونه است که هر چه مقدار IQFinv بالاتر باشد، کیفیت تصویر بهتر است و برعکس.



شکل ۲. نمودار مقدار Incident air kerma (IAK) به عنوان تابعی از شرایط تابش (میلی آمپر ثانیه یا mAs و کیلوولتاژ پیک (kVp) بر حسب میکروگری برای شش سیستم رادیوگرافی مختلف مورد مطالعه

در یک مقدار ثابت IAK به عنوان معیاری از دز تابشی، کیفیت تصویر دستگاه‌های رادیوگرافی ارتقا یافته‌ی شماره‌ی ۴ و ۵ در مقایسه با دستگاه رادیوگرافی دیجیتال، بهتر بود و کیفیت تصویر دستگاه رادیوگرافی ارتقا یافته‌ی شماره‌ی ۲ تفاوت معنی داری با دستگاه رادیوگرافی دیجیتال نداشت.

در این مطالعه، نشان داده شد که میزان خروجی سیستم‌های رادیوگرافی، نمی‌تواند معیاری برای بهتر بودن یک سیستم باشد. به عنوان مثال، میزان IAK دستگاه‌های رادیوگرافی ارتقا یافته‌ی شماره‌ی ۱ (۸۴۷ میکروگری) و ۴ (۹۲۸ میکروگری)، خیلی بیشتر از میزان IAK دستگاه رادیوگرافی دیجیتال (شماره‌ی ۶) (۶۶۵ میکروگری) بوده است؛ اما وقتی کمیته IQFinv به عنوان معیاری از کیفیت تصویر در یک IAK ثابت (۱۰۰۰ میکروگری) برای دستگاه‌های مختلف سنجیده شد (شکل ۳)، بالاترین مقدار IQFinv مربوط به



شکل ۳. منحنی تغییرات مقادیر Inverse image quality figure (IQFinv) نسبت به تغییرات مقادیر Incident air kerma (IAK) برای شش سیستم رادیوگرافی مختلف مورد مطالعه

نشد؛ چرا که این منحنی‌ها، فاقد اطلاعات کافی و منسجم جهت بررسی عملکرد سیستم‌های رادیوگرافی از نظر کیفیت تصویر و دز تابشی می‌باشند. به عبارت دیگر، در منحنی‌های جزئیات کنتراست، دز تابشی در نظر گرفته نمی‌شود. به همین دلیل، نمی‌توان از آن‌ها جهت ارزیابی و مقایسه‌ی عملکرد سیستم‌های مختلف رادیوگرافی استفاده نمود. مهم‌ترین محدودیتی که مطالعه‌ی حاضر با آن مواجه بود، وجود تعداد کم مطالعات انجام شده در این زمینه بود که باعث سخت شدن مقایسه‌ی نتایج این مطالعه با مطالعات قبلی می‌شد. همچنین، با وجود این که به طور تقریبی همه‌ی مدل‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته‌ی موجود در بیمارستان‌های دولتی شهر اصفهان در این مطالعه وارد شد، اما با این حال، تعداد سیستم‌های رادیوگرافی مورد مطالعه کم بود. بنابراین، پیشنهاد می‌گردد که با استفاده از روش ارائه شده در این مطالعه، بر روی سیستم‌های رادیوگرافی موجود در شهرهای دیگر کشور تحقیق مشابهی انجام شود.

با استفاده از نتایج این مطالعه، می‌توان نتیجه گرفت که اگر سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ ارتقا یافته، بتوانند در مقایسه با سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال، تصاویری با کیفیت مناسب و با دز تابشی کم تولید نمایند، بخش‌های تصویربرداری بیمارستان‌ها باید آن‌ها را حفظ نمایند و از صرف هزینه‌های زیاد برای جایگزینی آن‌ها با سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال جلوگیری کنند. همچنین، با استفاده از روش ارائه شده در این مطالعه، می‌توان کارایی مدل‌های رادیوگرافی آنالوگ موجود را مورد ارزیابی قرار داد و در صورتی که تیوب اشعه‌ی ایکس و ژنراتور این سیستم‌ها دارای کارایی مناسب باشد، می‌توان با صرف هزینه‌ی اندکی؛ یعنی با نصب یک آشکارساز صفحه‌ی تخت، آن‌ها را ارتقا داد و به سیستم دیجیتال تبدیل نمود.

### تشکر و قدردانی

این مطالعه، تحت حمایت مالی کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی دانشکده‌ی پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با شماره‌ی طرح مصوب ۱۹۶۱۱۵ انجام شد.

دستگاه شماره‌ی ۴ (۹/۷) و پایین‌ترین مقدار IQFinv مربوط به دستگاه شماره‌ی ۱ (۳/۶۱) بود ( $P = 0/001$ ). با استفاده از روش ارائه شده در این مطالعه، می‌توان کارایی مدل‌های رادیوگرافی آنالوگ موجود را مورد ارزیابی قرار داد و هر سیستمی را که دارای بهره‌وری مناسبی می‌باشد، با صرف هزینه‌ی اندک؛ یعنی با نصب یک آشکارساز صفحه‌ی تخت، ارتقا داد و به سیستم دیجیتال تبدیل نمود و از صرف هزینه‌های زیاد برای جایگزینی چنین سیستم‌هایی با رادیوگرافی دیجیتال جلوگیری نمود که این مطلب در مطالعه‌ی Kara و همکاران (۷) نیز بیان شده است. البته در مطالعه‌ی حاضر، بر خلاف مطالعه‌ی Kara و همکاران (۷)، از فانتوم CDRAD جهت ارزیابی کیفیت تصاویر استفاده شد. این فانتوم، از نوع فانتوم‌های جزئیات کنتراست است که می‌تواند اطلاعات مناسبی در زمینه‌ی حداقل کنتراست مورد نیاز برای مشاهده‌ی اجسام با ابعاد مختلف، بالاتر از آستانه‌ی نویز بدهد (۹).

مهم‌ترین مزیتی که عملکرد فانتوم CDRAD را نسبت به سایر فانتوم‌ها متمایز می‌کند، توانایی آن در ارزیابی هم‌زمان سه متغیر مؤثر در کیفیت تصاویر یعنی نویز، قدرت تفکیک کنتراست و قدرت تفکیک مکانی و نمایش آن‌ها به صورت پارامتر کمی IQFinv می‌باشد (۱۰). همچنین، برای ارزیابی کیفیت تصاویر فانتوم پیش‌گفته، در مطالعه‌ی حاضر همانند مطالعات پیشین (۱۳، ۱۰-۹، ۴) از ناظرین باتجربه استفاده شد.

در مطالعه‌ی Tung و همکاران (۸) نیز همانند مطالعه‌ی حاضر، از فانتوم CDRAD به منظور مقایسه‌ی عملکرد سیستم‌های رادیوگرافی مختلف از نظر کیفیت تصویر و دز تابشی استفاده گردید؛ با این تفاوت که در مطالعه‌ی پیش‌گفته، از کمیت IQF به جای IQFinv استفاده شده بود. مزیت استفاده از متغیر کمی IQFinv این است که این متغیر، با کیفیت تصویر رابطه‌ی مستقیمی دارد؛ در حالی که کمیت IQF با کیفیت تصویر رابطه‌ی عکس دارد و باعث سردرگمی در تحلیل نتایج می‌شود. همچنین، در مطالعه‌ی کنونی بر خلاف مطالعات پیشین (۱۲-۹)، از منحنی جزئیات کنتراست استفاده

### References

- Sousany S, Chaparian A, Rajaei R. Assessment of digital radiography awareness among the radiographers occupied in Isfahan City, Iran. J Isfahan Med Sch 2019; 36(506): 1450-6. [In Persian].
- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The Essential Physics of Medical Imaging. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2011.
- Karimizarchi H, Chaparian A. Estimating risk of exposure induced cancer death in patients undergoing computed tomography pulmonary angiography. Radioprotection 2017; 52(2): 81-6.
- Kaheni H, Chaparian A, Nafisi-Moghadam R, Hamzian N. Assessment of image quality and radiation dose in some models of digital radiography systems – A Pehamed FLUORAD A + D phantom study. Radioprotection 2018; 53(2): 139-44.
- Lu ZF, Nickoloff EL, So JC, Dutta AK. Comparison of computed radiography and film/screen combination using a contrast-detail phantom. J Appl Clin Med Phys 2003; 4(1): 91-8.
- Al Khalifah K, Brindhaban A. Comparison between conventional radiography and digital radiography for

- various kVp and mAs settings using a pelvic phantom. *Radiography* 2004; 10(2): 119-25.
7. Kara O, Tokgoz N. Upgrading of the existing analog radiography system to digital and comparison of both systems. *International Journal of Research in Engineering and Science* 2018; 6(1): 79-85.
  8. Tung CJ, Tsai HY, Shi MY, Huang TT, Yang CH, Chen IJ. A phantom study of image quality versus radiation dose for digital radiography. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 2007; 580(1): 602-5.
  9. Bacher K, Smeets P, Vereecken L, De HA, Duyck P, De MR, et al. Image quality and radiation dose on digital chest imaging: Comparison of amorphous silicon and amorphous selenium flat-panel systems. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187(3): 630-7.
  10. Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, De Hauwere A, Verstraete K, Thierens H. Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181(4): 923-9.
  11. Fischbach F, Ricke J, Freund T, Werk M, Spors B, Baumann C, et al. Flat panel digital radiography compared with storage phosphor computed radiography: Assessment of dose versus image quality in phantom studies. *Invest Radiol* 2002; 37(11): 609-14.
  12. 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.
  13. Yvert M, Diallo A, Bessou P, Rehel JL, Lhomme E, Chateil JF. Radiography of scoliosis: Comparative dose levels and image quality between a dynamic flat-panel detector and a slot-scanning device (EOS system). *Diagn Interv Imaging* 2015; 96(11): 1177-88.

## Evaluation of Image Quality and Radiation Dose in Upgraded Analog Radiographic Systems Using the Contrast Detail Radiography (CDRAD) Phantom

Mohammad Reza Choopani<sup>1</sup>, Ali Chaparian<sup>2</sup> 

### Original Article

#### Abstract

**Background:** Upgrading analog X-ray systems to digital systems will greatly reduce costs, but there are conflicting opinions on this subject. Therefore, the purpose of this study was to compare image quality and radiation dose in different upgraded analog radiography systems with a digital radiography system.

**Methods:** Image quality and radiation dose of five upgraded analog radiography systems were compared with a digital radiography system using the Contrast Detail Radiography (CDRAD) phantom. Quality of images were independently evaluated on a workstation using a quantitative factor Inverse image quality figure (IQFinv) by three observers. Variations of IQFinv values were compared as a function of the Incident Air Kerma (IAK) parameter for different radiographic systems.

**Findings:** In a fixed IAK (1000 micrograms), the highest IQFinv was for upgraded analog radiography system number 4 (4.97) and the lowest IQFinv was for upgraded analog radiography system number 1 (3.61) ( $P = 0.001$ ). The quality of images obtained with the upgraded analog radiography systems number 4 and 5 were better than ones of digital radiography.

**Conclusion:** If upgraded analog radiography systems can produce high quality images with low radiation dose compared to digital radiographic systems, the imaging departments is not needed to be spend a lot of money for replacing them with digital radiography systems.

**Keywords:** Radiography, Image quality enhancement, Radiation dosage, Radiologic phantom

**Citation:** Choopani MR, Chaparian A. Evaluation of Image Quality and Radiation Dose in Upgraded Analog Radiographic Systems Using the Contrast Detail Radiography (CDRAD) Phantom. J Isfahan Med Sch 2019; 37(547): 1169-75.

1- Student, Department of Technology of Radiology, School of Paramedicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Associate Professor, Department of Technology of Radiology, School of Paramedicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

**Corresponding Author:** Ali Chaparian, Email: ali\_chaparian@yahoo.com