

## مقایسه نتایج آزمون‌های دوره‌ای کنترل کیفی دستگاه‌های دیجیتال رادیولوژی در برندهای مختلف

### چکیده

برای به حداکثر رساندن تشخیص زودهنگام، کیفیت تصویر باید بهینه باشد. یکی از مسایل مهم فرآیند بهینه‌سازی، کنترل کیفیت دستگاه‌های رادیولوژی و کیفیت خروجی نصاب‌ها می‌باشد. لذا، این مطالعه با هدف افزایش دقت تصویر و کاهش دوز دریافتی بیمار صورت گرفته است. در این پژوهش به مقایسه نتایج آزمون‌های دوره‌ای کنترل کیفی دستگاه‌های رادیولوژی دیجیتال در برندهای مختلف و تعیین نواقص هر دستگاه پرداخته‌ایم. برای این منظور از دستگاه آزمونگر غیر تهاجمی اشعه ایکس برند piranha (کیت کنترل کیفی پیران‌ها)، دستگاه دانسیتومتر، فانتوم‌های استاندارد و در نهایت مقایسه نتایج با معیارهای مندرج در ضوابط کنترل کیفی و مقایسه نتایج آزمون‌های هر دستگاه با دستگاه دیگر ارزیابی گردید. بررسی‌های کیفی دستگاه‌ها نشان داد که هر چهار دستگاه معیار کلیه تست‌های کنترل کیفی را با درصد قابل قبول برآورده کردند. همین‌طور که قابل ملاحظه می‌باشد، هرکدام از دستگاه‌ها در بعضی پارامترهای کیفی نسبت به دیگری برتری دارد و نمی‌توان گفت کدام یک از دستگاه‌ها نسبت به دیگری عملکرد کیفی بهتری دارا می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: کنترل کیفی، دستگاه دیجیتال تشخیصی، حفاظت در برابر اشعه

مهدی صالحی باروق<sup>۱\*</sup>  
الهام صنیعی<sup>۲</sup>  
ماندانا ابراهیمی<sup>۳</sup>

۱- استادیار فیزیک هسته‌ای دانشگاه آزاد اسلامی مرکزی تهران، دانشگاه آزاد اسلامی مرکزی تهران، تهران، ایران [m.s.barough@gmail.com](mailto:m.s.barough@gmail.com)

۲- دپارتمان مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی مرکزی تهران، دانشگاه آزاد اسلامی مرکزی تهران، تهران، ایران [elhasaniei@gmail.com](mailto:elhasaniei@gmail.com)

۳- کارشناس ارشد مهندسی هسته‌ای دانشگاه آزاد اسلامی مرکزی تهران، دانشگاه آزاد اسلامی مرکزی تهران، تهران، ایران [brahimimandana@yahoo.com](mailto:brahimimandana@yahoo.com)

نویسنده مسئول: محمد صالحی باروق

پست الکترونیکی:

[s.barough@gmail.com](mailto:s.barough@gmail.com)

شماره تماس:

جدول ۱: نام دستگاه‌هایی که آزمون‌های کنترل کیفی روی آن‌ها انجام شده است.

نام سازنده	PAYAMED DRX
شماره سریال ژنراتور	295
شماره شناسه واحد قانونی	38020
نام سازنده دتکتور	فاقد پلاک مشخصات
شماره سریال دتکتور	-
نام سازنده	DRGEM GXR-40SD
شماره سریال ژنراتور	GXB1470701
شماره شناسه واحد قانونی	30565
نام سازنده دتکتور	فاقد پلاک مشخصات
شماره سریال دتکتور	-
نام سازنده	SHIMADZU UD150L-40E
شماره سریال ژنراتور	0462R80705
شماره شناسه واحد قانونی	فاقد شماره شناسه
نام سازنده دتکتور	فاقد پلاک مشخصات
شماره سریال دتکتور	-
نام سازنده	MEHRAN TEB DMT-II
شماره سریال ژنراتور	015FF1193
شماره شناسه واحد قانونی	31372
نام سازنده دتکتور	فاقد پلاک مشخصات
شماره سریال دتکتور	-

این مطالعه با استفاده از دستگاه آزمونگر غیرتهاجمی اشعه ایکس برند پیران‌ها (کیت کنترل کیفی پیران‌ها) ساخته کمپانی RTI جهت اندازه‌گیری مقادیر، همچنین فانتوم‌های استاندارد (فانتوم معادل بافت بدن در ضخامت‌های مختلف و فانتوم آلفا و فانتوم تست عمود بودن میدان اشعه) برای انجام برخی آزمون‌ها و دستگاه دانسیتومتر، روپوش سربی و قطعات سربی انجام شد. آزمون‌های کنترل کیفی دستگاه‌های رادیولوژی دیجیتال شامل:

#### ۱) صحت FSD:

FSD را روی CM۱۰۰ تنظیم نموده سپس با متر فاصله نقطه قانونی لامپ تا سطح میز اندازه‌گیری شد.

#### ۲) صحت ولتاژ:

در جریان‌های ثابت تیوب ولتاژهای تیوب (۵۰-۱۰۰) مورد بررسی قرار گرفتند (بازه‌های ۱۰ Kvp) و سپس اندازه‌گیری‌ها با دستگاه تحلیل‌گر غیرهجومی اشعه ایکس (پیران‌ها) انجام شد.

#### ۱. مقدمه

امروزه، استفاده از رادیولوژی دیجیتال و مداخله‌ای به طور فزاینده‌ای رو به افزایش است. علت این افزایش از این واقعیت نشأت می‌گیرد که تصویر دیجیتال مستلزم تجزیه و تحلیل پس‌پردازش است و قابل ذخیره می‌باشد [۱]. از طرفی کنترل کیفیت چنین تجهیزاتی اهمیت خاصی برای جلوگیری از دوزهای غیر ضروری و کمک به دستیابی به کیفیت تصویر قابل قبول دارد. سازمان‌های مختلف مانند مرکز ارزیابی تجهیزات رادیولوژی پادشاه انگلستان ۱، انجمن فیزیک دانان پزشکی آمریکا ۲ و کالج مهندسان پزشکی استرالیا ۳ پروتکل‌هایی را منتشر نموده‌اند که دستورالعمل‌های مربوط به تضمین کیفیت و آزمون پذیرش برای سیستم‌های دیجیتال در آن‌ها ذکر شده است [۲]. کنترل کیفی به بررسی و کنترل منظم شاخص‌های کمی و کیفی بیان‌کننده صحت و دقت عملکرد تجهیزات (دستگاه‌های پرتوساز) به منظور دستیابی به بیشترین اطلاعات تشخیص و کمترین پرتونگاری بیمار اطلاق می‌گردد [۳].

آزمون‌های کنترل کیفی شامل آزمون‌های بحرانی، آزمون‌های پذیرش، آزمون‌های دوره‌ای و آزمون‌های ویژه تعمیر و نگهداری می‌باشند [۳].

پژوهش‌هایی در مورد دستگاه ماموگرافی دیجیتال در خارج از کشور انجام شده است [۴ و ۵]. در ایران نیز بخش‌هایی از این آزمون‌ها روی دستگاه‌های رادیولوژی انجام گرفته است [۶ و ۷]. در این پژوهش با انجام آزمون‌های دوره‌ای کنترل کیفی طبق پروتکل سازمان انرژی اتمی ایران، به مقایسه نتایج حاصل از این آزمون‌ها روی دستگاه‌های رادیولوژی دیجیتال در برندهای مختلف و تعیین نواقص هر دستگاه پرداخته می‌شود. از آنجا که محققان همواره جهت افزایش دقت تفسیر، کاهش دوز بیمار و کاهش خطر اشعه‌های رادیولوژی تلاش نموده‌اند از این‌رو این پژوهش مورد توجه ضرورت تحقیق می‌باشد.

#### ۲. روش بررسی

در این پژوهش ۴ دستگاه دیجیتال رادیولوژی انتخاب شدند و از تاریخ فروردین سال ۱۳۹۷ تا مهر سال ۱۳۹۷ تحت آزمون‌های برنامه کنترل کیفی قرار گرفتند.

نام این دستگاه‌ها در جدول ذیل بیان شده است.

## ۳) تکرارپذیری ولتاژ:

تابش‌دهی در ولتاژهای ثابت تیوب (۵۰-۱۰۰) مورد بررسی قرار گرفتند (بازه‌های ۱۰ KVP) و سپس اندازه‌گیری‌ها با دستگاه تحلیلگر غیرهجمومی اشعه‌ایکس (پیران‌ها) انجام شد. اندازه‌گیری‌های این آزمون با مقادیر ma و ms ثابت برای هر kvp سه بار تکرار شد و سپس انحراف معیار (S.D) و ضریب تغییر (C.V) برای ولتاژهای اندازه‌گیری محاسبه شد.

## ۴) صحت زمان:

پنج بار عمل پرتودهی در ولتاژ تقریبی ۷۰ KVP انجام شد. عمل پرتودهی از کمترین زمان تنظیم آغاز شد و تا ۰/۵ ثانیه ادامه یافت و در نهایت زمان با دستگاه تحلیلگر غیرهجمومی اشعه‌ایکس پیران‌ها قرائت گردید.

## ۵) تکرارپذیری زمان:

پنج بار عمل پرتودهی در ولتاژ تقریبی ۷۰ KVP انجام شد. عمل پرتودهی از کمترین زمان تنظیم آغاز شد و تا ۰/۵ ثانیه ادامه یافت و در نهایت زمان با دستگاه تحلیلگر غیرهجمومی اشعه‌ایکس پیران‌ها قرائت گردید. سپس انحراف معیار (S.D) و ضریب تغییرات (C.V) برای زمان محاسبه شد.

## ۶) تکرارپذیری خروجی:

در این آزمون با تکرار پرتودهی در شرایط یکسان KV (ولتاژ)، MA (جریان) و S (زمان) باید میزان خروجی (D) حتی‌الامکان تغییر نکند و ثابت بماند. میزان خروجی با دستگاه تحلیلگر غیرهجمومی اشعه‌ایکس (پیران‌ها) اندازه‌گیری شد. انحراف معیار (S.D) و ضریب تغییرات (C.V) برای خروجی محاسبه شد.

## ۷) خطی بودن خروجی نسبت به زمان:

در ۷۰ KVP با انتخاب زمان پرتودهی و میلی‌آمپر ثابت عمل پرتودهی انجام شد. دوباره در همان شرایط با یک زمان دیگر پرتودهی تکرار شد. همین عملیات برای دو کیلوولتاژ دیگر ۶۰ و ۸۰ انجام شد. با توجه به مقادیر به دست آمده برای خروجی با استفاده از دستگاه تحلیلگر غیرهجمومی اشعه‌ایکس در هر مرحله  $X(mg/ma)$  محاسبه و ثبت شد و در نهایت ضریب خطی بودن (L) محاسبه گردید.

## ۸) خطی بودن خروجی نسبت به میلی‌آمپر:

در 70 KVP بدون تغییر ولتاژ و با انتخاب MA و زمان ۱۰۰ میلی‌ثانیه عمل پرتودهی انجام شد. سپس با همان شرایط KVP ms در یک MA دیگر پرتودهی تکرار شد. همین عملیات برای دو کیلو ولتاژ ۶۰ و ۸۰ انجام گردید. با توجه به مقادیر به دست آمده برای خروجی (D) با استفاده از دستگاه پیران‌ها در هر مرحله کمیت X محاسبه و ثبت شد در نهایت ضریب خطی بودن (L) محاسبه گردید.

## ۹) اندازه‌گیری HVL:

جهت تعیین کیفیت پرتوی ایکس دستگاه و حصول اطمینان از اینکه فیلتر به کار گرفته شده در قسمت مولد پرتوی ایکس مقدار دوز دریافتی از طریق پوست بیمار را به کمترین میزان مناسب کاهش می‌دهد. برای این منظور 70 KVP و ۷۰ جریان ۱۰۰ ma و زمان ۲۰۰ ms اکسپوز نموده و میزان خروجی یادداشت شد. سپس از صفحات آلومینیومی با ضخامت‌های مختلف استفاده کردیم و خروجی پس از فیلترها تا جایی که میزان آن به ۵۰ درصد مقدار اولیه کاهش یابد، اندازه‌گیری شد.

## ۱۰) آزمون نشت لامپ و کولیماتور:

برای اندازه‌گیری نشتی کولیماتور، دهانه کولیماتور کاملاً بسته شد و دستگاه پیران‌ها را روی تخت زیر کولیماتور قرار دادیم و با شرایط 90 KVP و 50 ma اکسپوز کردیم و میزان نشتی را با استفاده از تحلیلگر پیران‌ها مشخص نمودیم. برای اندازه‌گیری نشتی تیوب، کولیماتور را کاملاً باز کردیم و دستگاه پیران‌ها را به فاصله یک متر از کولیماتور روی تخت قرار دادیم. و با همان شرایط قبل اکسپوز کردیم.

## ۱۱) آزمون عملکرد زمان‌سنج‌های سامانه AEC (سیستم نوردی کنترل خودکار)

برای این منظور از دستگاه پیران‌ها استفاده نمودیم. دستگاه را در حالت AEC با قابلیت تنظیم MA, KV قرار دادیم سپس با شرایط بالا (KV100 و ma300) اکسپوز نموده زمان پرتودهی دستگاه توسط پیران‌ها خوانده شد که این زمان باید از تمام زمان‌هایی که توسط مدار AEC دستگاه اعمال می‌شود، کمتر باشد.

را پوشاند. با شرایط  $70 \text{ kVp}$  و  $7 \text{ mas}$  که منجر به دوز  $4$  میکروگری در دریافت کننده شود، اکسپوز کردیم و به عنوان تصویر اول ذخیره کردیم. یک دقیقه بعد با همان شرایط اکسپوز نموده و تصویر آن به عنوان تصویر دوم ذخیره شد. در بازبینی بصری تصویر دوم نباید هیچ اثری از تصویر دوم باشد.

#### ۱۸) آزمون نویز سیاه:

ابتدا، کولیماتور بسته و سطح دتکتور را با روپوش سربی پوشاندیم و با شرایط پایین اکسپوز کردیم. در این حالت دوز آشکار باید صفر باشد.

#### ۱۹) آزمون آرتیفکت<sup>۲</sup>:

هیچ گونه محوشدگی<sup>۳</sup> و کشیدگی<sup>۴</sup> در تصویر فانتوم آلفا که برای آزمون تطابق نوری و اشعه گرفته شده بود، دیده نمی شود.

#### ۲۰) آزمون قدرت تفکیک دینامیکی:

در تصویر فانتوم آلفا که برای آزمون تطابق نوری و اشعه گرفته شده بود، مقادیر OD قسمت های گوه<sup>۵</sup> اندازه گیری شد که هر هفت مربع مربوط به قسمت قابل تمایز بود.

#### ۲۱) آزمون خطی بودن پاسخ دتکتور نسبت به OD:

در این آزمون از OD های اندازه گیری شده در آزمون عملکرد سامانه AEC نسبت به تغییرات  $70 \text{ kVp}$  و خروجی های به دست آمده مربوط به  $70$  و  $80$  استفاده کردیم و نمودار مربوط به OD نسبت به دوز در نرم افزار اکسل رسم شد.

#### ۲۲) آزمون اعوجاج<sup>۶</sup>:

فانتوم رادیوگرافی را بر روی آشکارساز قرار دادیم و با شرایط مناسب اکسپوز نمودیم. با استفاده از نرم افزار سیستم رادیوگرافی و ابزار مربوط به اندازه گیری فاصله، فواصل مربوط به چهار ناحیه در گوشه های تصویر فانتوم را در دو جهت افقی و عمودی (X, Y) اندازه گیری نمودیم نسبت اندازه های طولی مربوط به هر یک از نواحی چهارگانه تصویر فانتوم در دو جهت افقی و عمودی (a, b) را محاسبه و به صورت  $a/b$  ثبت کردیم. در نهایت مقادیر نسبت ها (a/b, x/y) نیز باید در مرکز بین  $0.97/0$  تا  $1.03/0$  و در گوشه ها بین  $0.95/0$  تا  $1.05/0$  باشد.

#### ۱۲) آزمون عملکرد سامانه AEC نسبت به تغییرات $70 \text{ kVp}$ :

در این آزمون فانتوم معادل بیمار با ضخامت  $30$  سانتی متر را روی تخت قرار دادیم و با شرایط  $60 \text{ kVp}$  و  $200 \text{ MA}$  اکسپوز نمودیم. همین عملیات برای ولتاژ  $70$  و  $80$  هم انجام شد سپس تمام فیلم ها ظاهر شدند و OD (چگالی نوری) با دانسیتومتر اندازه گیری شد سپس با استفاده از رابطه OD (چگالی نوری) میانگین محاسبه شد.

#### ۱۳) آزمون عملکرد سامانه AEC نسبت به تغییرات ضخامت فانتوم:

در این آزمون فانتوم معادل شکم بیمار با ضخامت های  $10$ ،  $20$  و  $30$  سانتی متر را در محدوده پرتو قرار داده و عمل پرتو دهی در حالت AEC روشن انجام شد. در نهایت کلیه فیلم ها با هر ضخامت ظاهر و OD با دانسیتومتر اندازه گیری شد سپس با استفاده از رابطه OD میانگین محاسبه گردید.

#### ۱۴) آزمون یکنواختی گرید:

ابتدا فانتوم مخصوص تست گرید را در محدوده پرتو روی میز قرار می دهیم و با شرایط متوسط اکسپوز می نماییم و فیلم را ظاهر می کنیم و OD پنج ناحیه از فیلم ظاهر شده را با دانسیتومتر اندازه می گیریم.

#### ۱۵) آزمون قدرت تفکیک بالا و پایین:

از فانتوم مخصوص استفاده کردیم و با  $70 \text{ kVp}$  اکسپوز نمودیم و فیلم را ظاهر کردیم و تعداد جفت خط های قابل تفکیک در فیلم شمارش شد و در آزمون قدرت تفکیک کنتراست بالا محدوده موجود بر روی فانتوم که دارای کنتراست های مختلفی هستند، بررسی شد و قطر قابل مشاهده یادداشت شد.

#### ۱۶) آزمون نویز:

از یکی از تصاویر گرفته شده از فانتوم معادل شکم بیمار استفاده کردیم و چگالی نوری پنج ناحیه از فیلم ظاهر شده را با دانسیتومتر اندازه گیری کردیم و با استفاده از رابطه OD میانگین را محاسبه نمودیم. SD (انحراف معیار) و C.V (ضریب تغییرات) برای O.D (چگالی نوری) به عنوان نویز محاسبه شد.

#### ۱۷) آثار باقیمانده از تصویر قبلی<sup>۱</sup>:

ابتدا، کولیماتور بسته و سطح دتکتور را با روپوش سربی پوشاندیم و با شرایط پایین اکسپوز کردیم. سپس کولیماتور باز شد و یک صفحه سربی  $5 \times 5$  روی آشکارساز قرار گرفت به گونه ای که بخشی از میدان

<sup>2</sup>. blurring and stitching artifacts

<sup>3</sup>. blurring

<sup>4</sup>. stitching

<sup>5</sup>. stepwedge

<sup>6</sup>. DISTORTION

<sup>1</sup>. image retention

نام آزمون	معیار پذیرش آزمون	نتیجه آزمون دستگاه PAYAMED	نتیجه آزمون دستگاه DRGEM	نتیجه آزمون دستگاه SHIMADZU	نتیجه آزمون دستگاه MEHRAN TEB
صحت FSD	خطا کمتر از 1%	0%	0%	0%	0%
منطبق بودن میدان نوری بر میدان پرتو	میزان انحراف پرتو ایکس از هر طرف فیلم، کمتر یا مساوی 1 cm می‌باشد.	میزان انحراف کمتر از 1cm	میزان انحراف کمتر از 1cm	میزان انحراف کمتر از 1cm	میزان انحراف کمتر از 1cm
شدت نور کلیماتور	میانگین شدت نور بیشتر یا مساوی 100 lux	میانگین شدت نور 127 lux	میانگین شدت نور 412 lux	میانگین شدت نور 152.75 lux	میانگین شدت نور 188.75 lux
صحت ولتاژ	خطا کمتر از 10%	% ۰/۵۵۶۵	% ۰/۷۳۱	% ۰/۳۸	% ۰/۴۰۲
تکرارپذیری ولتاژ	CV کمتر از 5%	% ۰/۲۳	% ۰/۲۳۳	% ۰/۲۵	% ۰/۲۶۶
صحت زمان	خطا کمتر از 10%	% ۰/۰۰۴	% ۰/۴۵۷	% ۰/۳۰	% ۰/۷۵۷
تکرارپذیری زمان	CV کمتر از 5%	% ۰/۲۲	% ۰/۴۲	% ۰/۱۴	% ۰/۱۶
تکرارپذیری خروجی	CV کمتر از 5%	% ۰/۲۵	% ۰/۶	% ۰/۴	% ۰/۹۷
خطی بودن خروجی نسبت به زمان	ضریب خطی بودن L کمتر از ۰/۱	L=۰/۰۰۵۹۵۴	L=۰/۰۳۱۸۱	L=۰/۰۱۹۰۲۳	L=۰/۰۱۷۳۱۹
خطی بودن خروجی نسبت به میلی‌آمپر	ضریب خطی بودن L کمتر از ۰/۱	L=۰/۰۰۴۱۷۳	L=۰/۰۱۷۷	L=۰/۰۱۷۳۱۹	L=۰/۰۱۳۹۸
اندازه‌گیری HVL	70 kVp در HVL بیشتر از ۲/۱ mmAl	۲/۴۲mmAl	۲/۶۵mmAl	۲/۶mmAl	۲/۳۱mmAl
نشت لامپ و کلیماتور	آهنگ دوز در فاصله یک متری از محل Focal Spot کمتر از 1mGy/h	0	0	0	0
	آهنگ دوز در FSD=100 cm در حالت کلیماتور بسته کمتر از 1 mGy/h	0	0	0	0
دانسینه استاندارد سامانه AEC	کمتر از 20% مقدار OD مشخص شده توسط سازنده برای دستگاه	۱/۲	۱/۲	دانسینه استاندارد در مرکز موجود نمی‌باشد و این آزمون انجام نشده است.	۱/۱۹
تکرارپذیری آشکارساز	CV کمتر از 5%	% ۰/۹۳	% ۰/۳۳	% ۰/۹۶۶	% ۰/۷۶

(۲۳) یکنواختی در تعداد پیکسل<sup>۱</sup>:

فانتوم رادیوگرافی را بر روی آشکارساز قرار دادیم و با شرایط مناسب اکسپوز نمودیم. پنج ناحیه از تصویر تهیه شده را با استفاده از نرم افزار اندازه گیری  $\text{خطا در درصد} = \frac{\text{ROI} - \text{ROI}_M}{\text{ROI}_M} \times 100$  بدیم

خطا را با استفاده از دست آوردیم. به

(۲۴) قدرت تفکیک دینامیکی<sup>۲</sup>:

فانتوم رادیوگرافی را بر روی آشکارساز قرار دادیم و با شرایط مناسب اکسپوز نمودیم و ثبت تصویر گوه<sup>۳</sup> با چشم غیر مسلح روی مانیتور مشاهده می شود.

(۲۵) آزمون شدت نور کلیماتور:

لامپ کلیماتور دستگاه پرتوناسی تشخیصی روشن و دهانه آن در ابعاد مناسبی باز می شود و سطح مورد نظر به چهار قسمت فرضی تقسیم می شود و با قرار دادن پروب دستگاه اندازه گیری شدت نور، به طور جداگانه در هر کدام از این قسمت ها میانگین شدت نور چهار قسمت محاسبه و ثبت می گردد.

(۲۶) آزمون منطبق بودن میدان نوری بر میدان پرتوی:

صفحه الگوی مربوط به کلیماتور بر روی آشکارساز قرار می گیرد و ابزار استوانه ای در وسط صفحه الگو و در مرکز روشنایی قرار می گیرد سپس با شرایط مناسب اکسپوز می شود و فیلم ظاهر و تطابق پرتوی نوری و پرتوی ایکس بررسی می گردد.

(۲۷) کالیبراسیون شاخص پرتو دهی<sup>۴</sup>:

در دستگاه های دارای نمایشگر. شاخص اکسپوژر نمودار کالیبراسیون رسم گردد.

<sup>1</sup>. Pixle Value

<sup>2</sup>. Dynamic Range Contrast Resolution

<sup>3</sup>. wedge

<sup>4</sup>. Exposure Indicator

۳. یافته‌ها

جدول ۱-۵- نتایج آزمون‌های کنترل کیفی انجام شده روی چهار دستگاه

نتیجه آزمون دستگاه MEHRAN TEB			نتیجه آزمون دستگاه SHIMADZU			نتیجه آزمون دستگاه DRGEM			نتیجه آزمون دستگاه PAYAMED			معیار پذیرش آزمون	نام آزمون				
16 ms			12 ms			16 ms			10 ms			حداقل زمان پاسخ AEC کمتر از 20ms	عملکرد زمان‌سنج‌های سامانه AEC				
341 mAs			331mAs			198mAs			178mAs			حداکثر mAs تابش کمتر از 600mAs					
۱/۷۲%	۰/۱۲%	۱/۶%	۰/۵۸%	۰/۱۴%	۰/۷۲%	۶/۹۶%	۱/۳۹%	۵/۵۷%	۲/۰۱%	۲/۰۱%	۴/۰۲%	خطا کمتر از 15%	عملکرد سامانه AEC نسبت به تغییرات kVp				
۷/۸۳%	8	4.45%	0.00%	1.87%	1.87%	8.01%	0.23%	7.78%	12.09%	0.55%	12.64%	خطا کمتر از 15%	عملکرد سامانه AEC نسبت به تغییرات ضخامت فانتوم				
کمتر از ۳ درجه			کمتر از ۳ درجه			کمتر از ۳ درجه			کمتر از ۳ درجه			زاویه انحراف کمتر از ۳ درجه	عمود بودن میدان پرتو بر فیلم				
اختلاف OD کمتر از ۰/۱			اختلاف OD کمتر از ۰/۱			اختلاف OD کمتر از ۰/۱			اختلاف OD کمتر از ۰/۱			اختلاف دانسیته اپتیکی در نواحی مختلف کمتر از ۰/۱	یکنواختی گرید				
اعوجاجی در تصاویر فانتوم دیده نمی‌شود.			اعوجاجی در تصاویر فانتوم دیده نمی‌شود.			اعوجاجی در تصاویر فانتوم دیده نمی‌شود.			اعوجاجی در تصاویر فانتوم دیده نمی‌شود.			عدم وجود اعوجاج در تصاویر فانتوم	اعوجاج				
هیچگونه محوشدگی و کشیدگی در تصاویر فانتوم دیده نمی‌شود.			هیچگونه محوشدگی و کشیدگی در تصاویر فانتوم دیده نمی‌شود.			هیچگونه محوشدگی و کشیدگی در تصاویر فانتوم دیده نمی‌شود.			هیچگونه محوشدگی و کشیدگی در تصاویر فانتوم دیده نمی‌شود.			و کشیدگی عدم وجود محوشدگی در تصاویر فانتوم	آرتیفکت				
۰/۵۴%	۰/۲۴%	۰/۵۸%	۰/۰۶%	۰/۰۶%	۰/۱۳%	۱/۲۵%	۰/۲۱%	۱/۲۵%	۰/۸۴%	۱/۸۸%	0.69%	۰/۴۶%	۰/۶۹%	۲/۷۵%	۱/۸۳%	خطا کمتر از 15%	یکنواختی در Pixel Value
خطا کمتر از 20%			خطا کمتر از 20%			خطا کمتر از 20%			خطا کمتر از 20%			خطا کمتر از 20%	خطا کمتر از 20%	نویز سیاه			
۵/۶۳%			۱۰/۶۲%			۱/۳۰%			۱/۵۲%			20%	نویز				
هیچ گواهی از شیخ تصویر اول وجود ندارد.			هیچ گواهی از شیخ تصویر اول وجود ندارد.			هیچ گواهی از شیخ تصویر اول وجود ندارد.			هیچ گواهی از شیخ تصویر اول وجود ندارد.			در بازبینی بصری تصویر دوم نباید هیچ گواهی از شیخ تصویر اول وجود داشته باشد.	آثار باقی مانده از تصویر قبلی				
تعداد Step ها=7			تعداد Step ها=7			تعداد Step ها=7			تعداد Step ها=7			هر ۷ مربع مربوط به قسمت Stepwedge قابل تمایز باشد.	قدرت تفکیک دینامیکی				
6			6			6			6			حداقل چهار جزء از شش جزء فانتوم با چشم غیر مسلح روی مانیتور دیده شود.	قدرت تفکیک کنتراست پایین				

در مقایسه آزمون نویز بیشترین خطا در دستگاه SHIMADZU و در مقایسه آزمون خطی بودن پاسخ دکتور نسبت به Pixel Value بیشترین خطا در دستگاه DRGEM دیده می‌شود. در نهایت بررسی‌های کیفی دستگاه‌ها نشان داد که هر چهار دستگاه معیار کلیه تست‌های کنترل کیفی را با درصد قابل قبول برآورده کردند. همین‌طور که قابل ملاحظه می‌باشد، هرکدام از دستگاه‌ها در بعضی پارامترهای کیفی نسبت به دیگری برتری دارند و نمی‌توان گفت کدام یک از دستگاه‌ها نسبت به دیگری عملکرد کیفی بهتری دارا می‌باشد.

#### تشکر و قدردانی

بدین وسیله از سرکار خانم دکتر مریم ملک‌محمدی و جناب آقای مهندس علیرضا حسینی از شرکت تجهیزات پزشکی آریا پرتوکار که در انجام این پژوهش همکاری صمیمانه و شایانی به عمل آوردند، سپاسگزاری می‌نمایم.

#### ۴. بحث و نتیجه‌گیری

همان‌طور که مشاهده می‌شود، با توجه به نتایج ثبت‌شده در جدول ۱-۵ مقایسه آزمون‌های صحت و تکرارپذیری ولتاژ، صحت و تکرارپذیری زمان و تکرارپذیری خروجی چهار دستگاه، بیشترین خطا در دستگاه مهران‌طب. و از نظر مقایسه آزمون‌های خطی بودن خروجی نسبت به زمان و mA، بیشترین خطا در دستگاه DRGEM مشاهده می‌شود.

در مقایسه آزمون HVL بیشترین خطا در دستگاه مهران‌طب و از نظر آزمون تکرارپذیری آشکارساز بیشترین خطا در دستگاه SHIMADZU مشاهده می‌شود.

در مقایسه آزمون عملکرد زمان‌سنج‌های سامانه AEC دستگاه رادیولوژی مهران‌طب بیشترین خطا و در مقایسه آزمون عملکرد سامانه AEC نسبت به تغییرات kVp بیشترین خطا در دستگاه رادیوگرافی DRGEM دیده می‌شود.

در مقایسه آزمون عملکرد سامانه AEC نسبت به تغییرات ضخامت فانتوم بیشترین خطا در دستگاه رادیوگرافی PAYAMED و در مقایسه آزمون یکنواختی تعداد پیکسل Pixel Value. بیشترین خطا در دستگاه رادیوگرافی DRGEM دیده می‌شود.



**References:**

1. Jankowski J, Stainszewka MA. Methodology for the set-up of a quality control system for diagnostic x-ray units in Poland. *Radiation Protection Dosimetry* 2000; 90(1-2): 259-62.
2. Godechal D, Delhove J, Mambour C, Coomans J, Wambersie A. A quality assurance program for medical x-ray diagnostic units carried out in Belgium. *Radiation Protection Dosimetry* 1995; 57(1-4): 309-13.
3. Kim YH, Choi JH, Kim CK, Kim JM, Kim SS, Oh YW. Patient dose measurements in diagnostic radiology procedures in Korea. *Radiation Protection Dosimetry* 2007; 123(4): 540-5.
4. Schueller G, Riedl CC, Mallek R, Eibenberger K, Langenberger H, Kaindle E, Kulinna-cosentini C, rudas M, Helbich TH. Image quality, Lesion detection and diagnostic efficacy in digital mammography: full-field digital mammography versus computed radiography-based mammography using digital storage phosphor plates, *European journal of radiology*. 2008; 67(3): 487-96.
5. Andria G, Attivissimo F, Guglielmi G, Lanzolla AM, Maioranan A, Mangiantini M . Towards patient dose optimization in digital radiography, *Measurement*. 2016; 79: 331-8.
6. Rahanjam H, Qeraati H, Kardan MR. Assessment of quality Control for Medical Imaging Devices in Ilam Imaging Centers, *Journal of PayavardSalamat*. 2016; 10(4): 370-8.
7. ShahbaziGahrouie D. Quality Control of Diagnostic Radiological Devices in ChaharmahalBakhtiari Hospitals in Shahrekord, Iran, 2003.