کنترل کیفی دستگاههای رادیولوژی معمولی در بیمارستانهای وابسته به دانشگاه علوم پزشکی کردستان

فرزانه الله ویسی، مظفر محمودی*، فریده الهی‌منش، شادی پرویزپور

چکیده

مقدمه و هدف: رادیولوژی تشخیصی دارای بیشترین سهم در تابش‌گیری‌های آحاد جامعه از منابع یونیزان مصنوعی است. یکی از فاکتورهای مهم در کاهش دز تابشی، کنترل کیفی و اطمینان از کیفیت و نحوه عملکرد دستگاههای رادیولوژی است. کنترل کیفی به منظور تولید تصاویر رادیوگرافیک با کیفیت بالا و در عین حال با اعمال حداقل دز پرتوی انجام می‌شود.

مواد و روشها: ۱۰ دستگاه رادیولوژی معمولی موجود در ۵ بیمارستان وابسته به دانشگاه علوم پزشکی کردستان مورد مطالعه قرار گرفت. سپس، ۱۰ آزمون کنترل کیفی استاندارد بر اساس پروتکل توصیه شده توسط گزارش شماره ۷۴ (استانداردهایی کنترل کیفی) انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAMP) و گزارش شماره ۱۰۳ کمیسیون بین المللی حفاظت در برابر اشعه (ICRP) انجام شد. در نهایت، اطلاعات به دست آمده از لحاظ آماری ارزیابی شده و درصد خطای هر پارامتر با استانداردهای موجود مقایسه شد.

یافته‌ها: نتایج حاصل از مطالعه نشان داد که در برخی دستگاهها درصد خطای پارامترهای فیلتراسیون کلی و نیز صحت ولتاژ بالاتر از حد قابل قبول بود و به اصلاح نیاز داشت. همچنین، در برخی دستگاهها درصد خطای پارامتر انطباق میدان تابشی و میدان نوری بیشتر از بازه قابل قبول بر اساس استانداردهای موجود بود. برخی دستگاههای موجود در مراکز استان نیز دارای مقادیر خطای مرزی و آستانه بودند.

بحث و نتیجه‌گیری: بر طبق توصیه‌های کمسیون حفاظت در برابر اشعه و انجمن فیزیک پزشکی آمریکا، اکثر پارامترهای موردنظر در دستگاههای مورد مطالعه در توافق با معیارهای استاندارد موجود بوده و در بازه قابل پذیرش بودند.

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

فرزانه الله ویسی
استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کردستان، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی

مظفر محمودی*
مربی گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی کردستان، دانشکده پیراپزشکی، گروه رادیولوژی (**نویسنده مسوول**)
تلفن: ۰۹۱۸۳۷۹۴۶۴۰
mzffrmahmoodi@gmail.com

فریده الهی منش
مربی گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی کردستان، دانشکده پیراپزشکی، گروه رادیولوژی

شادی پرویزپور
دانشجوی کارشناسی تکنولوژی رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی کردستان، دانشکده پیراپزشکی، گروه رادیولوژی

دریافت: ۹۴/۱۲/۲۰
پذیرش: ۹۵/۴/۵

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

مقدمه

اشعه ایکس، یکی از قدیمی‌ترین و در حال حاضر گسترده ترین شکل تصویربرداری پزشکی است. بر این اساس، گزارش شده است که اشعه ایکس مورد استفاده در تشخیص پزشکی دارای بالاترین سهم در تابش گیری عموم افراد جامعه است. دلایلی همچون عدم وجود روش های جایگزین، هزینه و نیز تعداد این آزمایشات در میان افراد جامعه استفاده از این روش تصویربرداری را اجتناب ناپذیر می‌نماید (۱).

با توجه به فرضیه غیر آستانه‌ای، اصول حفاظت در برابر اشعه نیازمند تدوین و آماده نمودن سطح پرتوگیری با حداقل ممکن آن می‌باشد. برای همه تشعشعات مورد استفاده در پزشکی، اصل آلارا (ALARA)[1] یا «هر چه کمتر مواجه شدنی» وجود دارد و به‌معنای این است که تا جایی که امکان دارد باید پرتوگیریهای غیرضروری کم کنیم. مقادیر اعلام شده برای تابش‌گیری مجاز آحاد جامعه به بازه ۱ تا ۲ میلی سیورت در سال محدود می‌باشد. بنابراین، توسعه و به کارگیری روش‌هایی برای جلوگیری از تابش-گیریهای غیرضروری اهمیت پیدا می‌کند (۲).

مفهوم کنترل و اطمینان از کیفیت، استفاده از روشی منظم برای تثبیت، کنترل و بازرسی کار سیستم تصویربرداری تشخیصی است. دلیل اجرای برنامه کنترل کیفی، تولید تصاویر رادیوگرافیک با کیفیت بالا با اعمال حداقل دز پرتوی بر اساس اصل آلارا است. علاوه بر این، انجام منظم QC هزینه‌های نگهداری دستگاه را کاهش داده و از تحمیل هزینه‌های غیر ضروری به مراکز رادیولوژی جلوگیری می‌کند (۲, ۳).

در سال ۱۹۷۷ انجمن فیزیک‌پزشکان آمریکا[2] (AAPM) برای اولین بار پروتکل تضمین کیفی[3] (QA) دستگاههای رادیولوژی تشخیصی را منتشر کردند. هدف از این برنامه، ارائه راهنمایی برای تکنولوژیست‌های رادیولوژی شاغل در برنامه‌های کنترل کیفی مراکز تصویربرداری پزشکی بود. با توجه به پیشرفتهای شگرف بعدی در زمینه تجهیزات پزشکی که از اشعه ایکس استفاده می‌کنند، در سال‌های بعد، AAPM و نیز کمیسیونهای دیگر حفاظت در برابر اشعه، گزارشهای تکمیلی را در مورد نحوه هدایت و نیز توسعه برنامه‌های تضمین کیفی موفق ارائه دادند (۴-۸).

پرتونگاری تشخیصی یک فرآیند چند مرحله‌ای است که توسط آن اطلاعات آناتومیک ارگانها و اندام‌های مختلف بدن بیمار از طریق تابش پرتوهای ایکس و پردازش شدت پرتوهای خروجی از ناحیه مورد نظر با استفاده از روشهای گوناگون آنالوگ و یا دیجیتال جمع‌آوری و نمایش داده می‌شود. متغیرهای متعددی در این روند تاثیرگذارند که از جمله می‌توان به عوامل انسانی نظیر مهارت تکنولوژیست در انتخاب فاکتورهای تابش، عوامل محیطی نظیر شرایط مشاهده و تفسیر فیلم و همچنین عوامل تجهیزاتی نظیر کالیبراسیون مولدها و گیرنده‌های پرتو اشاره نمود که در صورت عدم ردیابی و کنترل متغیرهای مذکور، تصاویری با کیفیت کم حاصل می‌گردد (۹). این امر به نوبه خود منجر به تکرار پرتودهی، افزایش دوز دریافتی بیمار و پرسنل، اتلاف فیلم و استهلاک زودرس دستگاهها و افزایش هزینه بخش خواهد شد. هدف برنامه‌های تضمین کیفیت در بخش‌های پرتونگاری تشخیصی،کنترل و کاهش تاثیر متغیرهای مداخله‌ای در

1. As Low As Reasonably Achievable (ALARA)

2. American Association of Physicists
3. Quality assurance (QA)

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

روند تولید تصاویر با کیفیت می‌باشد (۱۰). به طور کلی می‌توان هدف برنامه‌های کنترل کیفی را افزایش کیفیت تصاویر، کاهش تکرار آزمونهای پرتو شناسی، کاهش دوز اشعه دریافتی بیمار، کاهش دوز اشعه دریافتی پرسنل، کاهش میزان استهلاک دستگاه‌های رادیوگرافی، کاهش میزان مصرف فیلم رادیوگرافی مانند محلول‌های ظهور و ثبوت شده، کاهش مواد مصرفی و بهبود کیفیت تصاویر پرتوشناسی دانست (۱۲-۱۰).

در ایران، برنامه‌های کنترل کیفی[1] (QC) تصویربرداری پزشکی اساسا" توسط شرکتهای ذیصلاحی که تحت سرپرستی سازمان ملی حفاظت در برابر اشعه[2] (NRPD) هستند، انجام می‌شود (۱۳).

از آنجا که آزمونهای QC روتین (روزانه، هفتگی و ماهانه) به صورت منظم در هر دپارتمان رادیولوژی انجام نمی‌شود، کاربرد اشعه ایکس منجر به تابش‌گیری غیرضروری بیماران می‌شود. دلیل این امر، عدم حضور پرسنل آموزش دیده می‌باشد. اگرچه گاهی ضعف قوانین و فقدان تجهیزات مناسب برای انجام آزمونهای QC نیز در این مساله نقش مهمی دارد (۱۴).

برنامه کنترل کیفی غالبا" در کاهش زمان خرابی دستگاه موثر است. برنامه کنترل کیفیت مناسب، قادر به تشخیص قسمتهای ضعیف و با در آستانه ضعف قبل از خرابی کامل می‌باشد و نیز می‌تواند از کارهای خارج از برنامه جلوگیری نماید. با در نظر گرفتن اهمیت انجام آزمونهای QC در تابش‌گیری بیماران، برخی مطالعات به آزمونهای کنترل کیفی در برخی مراکز استانهای ایران پرداخته‌اند (۱۶و۱۵).

شهبازی در سال ۲۰۰۳، ۷ دستگاه رادیولوژی را در استان چهارمحال و بختیاری از لحاظ پارامترهای مختلفی از قبیل کیلو ولتاژ دستگاه، میلی‌آمپر، زمان تابش، فاصله فیلم تا تیوب اشعه ایکس، فیلترهای اضافی، لایه نیم جذب و شرایط کاست فیلم مورد ارزیابی قرار داد. در این مطالعه، برای بررسی اثر انجام آزمونهای QC بر روی دز دریافتی بیماران، آزمایشهای رادیوگرافی قفسه صدری قبل و پس از برنامه کنترل کیفیت انجام شد. نتایج مطالعه مذکور نشان داد که متوسط دوز دریافتی برای آزمایشات رادیوگرافی قفسه صدری حدود ۴۰٪ کاهش می‌یابد (۱۵). در همین راستا، آقاحدادی و همکاران در سال ۲۰۰۶، اثر QC را بر روی ۱۰ دستگاه رادیولوژی در استان تهران ارزیابی کردند و مشاهده کردند که در ۶۵٪ موارد در نتیجه انجام آزمونهای QC بر روی این دستگاهها دوز بیمار کاهش می‌یابد (۱۶).

خوش‌نظر و همکاران (۲۰۱۳)، وضعیت کنترل کیفی دستگاههای رادیولوژی فعال در استان گلستان را مورد مطالعه قرار دادند. این محققان، با استفاده از ۸ آزمون استاندارد کنترل کیفی نشان دادند که در ۴۳/۲٪ تجهیزات رادیولوژی این استان، صحت زمان تابش دهی خارج از بازه استاندارد بوده است (۱۷). همچنین، در سال ۲۰۱۳، غلامحسینیان نجار و همکاران، وضعیت کنترل کیفی را در مورد دستگاه‌های رادیولوژی تشخیصی بیمارستانهای وابسته به دانشگاه علوم پزشکی مشهد بررسی کردند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که ۲۷٪ دستگاهها در صحت ولتاژ، ۴۵٪ در صحت زمان تابش‌دهی و ۳۰٪ در تکرارپذیری ولتاژ خارج از حالت استاندارد بودند (۱۸). رسولی و همکاران در مطالعه‌ای در سال ۲۰۱۴، ۱۵ دستگاه رادیولوژی متعلق به ۷ شهر مهم استان خوزستان را در طی دو ماه بررسی کردند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که پارامترهای مورد بررسی با استانداردهای موجود هماهنگی و انطباق داشته‌اند (۱۹). در مطالعه دیگری که در سال ۲۰۱۵ توسط حق

1. Quality Control (QC)
2. National radiation protection Department (NRPD)

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

پرست و همکاران انجام شد، پارامترهای مختلف برنامه کنترل کیفی از جمله صحت ولتاژ، تکرارپذیری ولتاژ، تکرارپذیری زمان پرتودهی، خطی بودن خروجی نسبت به میلی‌آمپر و تطابق میدان نوری با میدان پرتویی در مورد دستگاههای رادیولوژی تشخیصی مراکز درمانی وابسته به دانشگاه علوم پزشکی هرمزگان انجام شد. این محققان نشان دادند که پارامتر صحت ولتاژ در برخی از دستگاههای رادیولوژی مورد مطالعه دارای خطایی بیش از حد مجاز بوده‌اند (۲۰).

آزمونهای QC دستگاه‌های رادیولوژی، سالانه و حتی دو سال یک‌بار انجام می‌شود که می‌تواند منجر به مشکلاتی در مورد عملکرد مناسب این دستگاهها شود (۱۹).

با توجه به این‌که در زمینه برآورد بازدهی برنامه-های QC روی دستگاههای رادیوگرافی تاکنون هیچ مطالعه‌ای در استان کردستان انجام نشده است، هدف اصلی این مطالعه برآورد کنترل کیفی دستگاههای رادیولوژی معمولی در مراکز رادیولوژی با تعداد مراجعان زیاد در استان کردستان به منظور پاسخ دادن به این سوال که آیا این دستگاهها در شرایط بهینه و مناسب خود (بر اساس استانداردهای جهانی) کار می-کنند؟، بوده است.

مواد و روشها

۱۰ دستگاه رادیولوژی معمولی در ۵ شهر استان کردستان (سنندج، بیجار، سقز، قروه و مریوان) انتخاب شدند و از مهر تا دی ۹۴ تحت آزمونهای برنامه کنترل کیفی قرار گرفتند. این دستگاهها دارای بیشترین بار کاری در هر کدام از شهرهای مذکور بودند.

مشخصه‌های دستگاه‌های مراکز مختلف در جدول ۲ نشان داده شده است. در میان دستگاههای مورد مطالعه، ۲ دستگاه توسط General Electric (آمریکا)، ۶ دستگاه توسط Shimadzu (ژاپن)، ۱ دستگاه توسط Siemens (آلمان) و ۱ دستگاه توسط Daynamax (آمریکا) ساخته شده‌اند.

۱۰ آزمون استاندارد QC، شامل صحت و تکرارپذیری ولتاژ، صحت و تکرارپذیری زمان تابش-دهی، خطی بودن خروجی تیوب (زمان و میلی‌آمپر)، فیلتراسیون (لایه نیم جذب)، تکرارپذیری خروجی تیوب (۷۰ کیلوولت در FSD=100 cm)، شدت نور کولیماتور (چگالی نور خروجی از کولیماتور)، عمود بودن میدان پرتو بر فیلم و انطباق میدان نوری و میدان اشعه برای ارزیابی دستگاههای مذکور انجام شد. آزمونهای QC بر اساس پروتکل توصیه شده توسط گزارش شماره ۷۴ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا[1] (AAMP) و گزارش شماره ۱۰۳ کمیسیون بین المللی حفاظت در برابر اشعه[2] (ICRP) انجام شد (۷و۲۱) (جدول ۱). این پارامترها آزمونهای مهم در ارزیابی این دستگاهها را در برمی‌گیرد.

این مطالعه با استفاده از آشکارساز چندمنظوره[3] (MPD) اشعه ایکس باراکودا[4] ساخت شرکت RTI electronics کشور سوئد برای آزمونهای دزیمتری استفاده شد (تهیه شده از شرکتهای کنترل کیفی). همچنین، از فانتوم آزمون آلفا ساخت شرکت Piranha کشور سوئد برای برآورد جهت درست پرتو و نیز فیلتر HVL خالص ساخت شرکت RTI electronics کشور سوئد استفاده شد. MPD روی میز بر روی یک اپرون سربی در مرکز پرتو در FSD=100cm قرار گرفت. از اپرون سربی برای جلوگیری از پراکندگی تابش استفاده شد.

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM)
2. International Commission of Radiation Protection (ICRP)
3. Multi-purpose detector (MPD)
4. Barracuda

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

صحت ولتاژ: در جریانهای ثابت تیوب، ولتاژهای بالینی تیوب (۶۰-۱۱۰KVp) مورد بررسی قرار گرفتند (بازه‌های 5KVp). سپس، اندازه‌گیری‌ها با مقادیر استاندارد مقایسه شدند.

تکرارپذیری ولتاژ: تابش دهی در ولتاژهای ثابت تیوب و بار بالینی تیوب انجام شد. آزمونها در این مرحله حداقل ۳ بار تکرار شد. سپس، انحراف معیار (SD) و ضریب تغییر (CV) برای ولتاژهای اندازه‌گیری شده محاسبه شد.

صحت زمان تابش دهی: در ولتاژ ثابت تیوب (معمولا" 70KVp) و جریان تیوب، زمان تابش‌دهی مورد بررسی قرار گرفت (0/5-0/1، با بازه‌های 0/1 ثانیه‌ای). سپس، اندازه‌گیریها با مقادیر استاندارد مقایسه شدند.

تکرارپذیری زمان تابش دهی: در زمان تابش دهی ثابت و بار بالینی تیوب، حداقل ۳ تابش دهی انجام شد. سپس، انحراف معیار (SD) و ضریب تغییر (CV) برای ولتاژهای اندازه‌گیری شده محاسبه شد.

خطی بودن خروجی تیوب ((D=f(s)): در ولتاژ و جریان ثابت تیوب، دو تابش دهی در بازه‌های زمانی متفاوت (مثلا 0/1 و 0/2) انجام شد. نسبت دز به mA با عنوان پارامتر X شناخته شد. پارامتر X برای هر دو زمانهای تابش محاسبه شد. سپس، ضریب خطی بودن (L) با استفاده از فرمول ارائه شده در جدول ۱ محاسبه شد.

خطی بودن خروجی تیوب ((D=f(mA)): در ولتاژ و زمان ثابت تیوب، دو تابش دهی با جریانهای متفاوت تیوب (مثلا ۱۰۰ و ۲۰۰) انجام شد. نسبت دز به mA با عنوان پارامتر X شناخته شد. پارامتر X برای هر دو جریان تیوب محاسبه شد. سپس، ضریب خطی بودن (L) محاسبه شد.

فیلتراسیون (HVL): در ولتاژهای بالینی تیوب، یک تضعیف‌کننده آلومنیومی برای کاهش شدت به نصف مقدار اولیه آن استفاده شد. سپس، منحنی تضعیف رسم شد و مقدار HVL استخراج شد.

تکرارپذیری خروجی تیوب (۷۰ کیلوولت در FSD=100 cm): در 70KVp و یک mAs، با قرار دادن MPD در FSD=100cm خروجی تیوب به دست آمد. این پارامتر را می‌توان برای برآورد دز پوست بیمار مورد استفاده قرار داد.

تکرارپذیری خروجی تیوب: در ولتاژهای ثابت تیوب و بار بالینی تیوب، حداقل ۳ تابش دهی انجام شد. سپس، SD و CV از دزهای اندازه‌گیری شده محاسبه شد.

منطبق بودن میدان نوری و میدان اشعه: برای بررسی انطباق اشعه ایکس و پرتو نور، الگوی پرتوی کولیماتور ملاک قرار گرفت.

یافته‌ها

نتایج حاصل از آزمونها در نرم افزار Excell ورژن ۲۰۱۰ از روش آماری Anova محاسبه و تحلیل شد. در نهایت، دستگاههای مراکز بر اساس پروتکل گزارش شماره ۷۷ IPEM، دستگاهها در سه گروه "پذیرش"، "اصلاح" و " تعلیق" تقسیم بندی شدند. معیارهای کمی "پذیرش"، "اصلاح" و " تعلیق" در جدول ۲ نشان داده شده است.

همانطور که در جدول ۳ نشان داده شده است، شرط انطباق میدان نوری و میدان اشعه در دستگاههای مراکز بعثت ۱ و مریوان به طور کامل برآورده نشد. به عبارت دیگر، میزان خطا در حداقل یک جهت از چهار جهت مورد بررسی برای این پارامتر بیشتر از خطای مجاز است (1%<) که باید اصلاح شود. این امر ممکن است به دلیل بار کاری زیاد این دستگاهها باشد. در

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

نتیجه در این دستگاهها، کولیماتور باید تعمیر و یا اصلاح و تنظیم شود.

همچنین، نتایج حاصل از آزمون میانگین شدت نور و فیلتراسیون (HVL) به تفکیک مراکز در جدول ۴ نشان داده شده است.

در نمودارهای ۱ تا ۷، نتایج حاصل از بررسی کنترل کیفی برای صحت ولتاژ، تکرار پذیری ولتاژ، صحت زمان تابش دهی، تکرارپذیری زمان تابش دهی، خطی بودن خروجی تیوب نسبت به mAs، خطی بودن خروجی تیوب نسبت به mA و تکرارپذیری خروجی تیوب نشان داده شده است.

جدول ۱: مشخصه‌های دستگاه ها به تفکیک مراکز

توحید ۱: بیمارستان توحید سنندج
توحید ۲: بیمارستان توحید سنندج
بعثت ۱: بیمارستان بعثت سنندج
بعثت ۲: بیمارستان بعثت سنندج
بعثت ۳: بیمارستان بعثت سنندج
بیجار ۱: بیمارستان امام حسین (ع)
بیجار ۲: بیمارستان امام حسین (ع)
مریوان: بیمارستان بوعلی
قروه: بیمارستان شهید دکتر بهشتی
سقز: بیمارستان امام خمینی

پارامتر	تعریف	پذیرش	اصلاح	تعلیق
صحت ولتاژ	$\frac{KV(measured)-KV(no\min al)}{KV(no\min al)}$	±5%	±10%	>10%
تکرارپذیری ولتاژ	$SD=\sqrt{\frac{\Sigma(X_i-\bar{X})^2}{n-1}}\ CV=\frac{SD}{\bar{X}}$	±5%	±10%	>10%
صحت زمان تابش دهی	$\frac{time(measured)-time(no\min al)}{time(no\min al)}$	±5%	±10%	>10%
تکرارپذیری زمان تابش دهی	$X=\frac{Dose}{mAs}\ SD=\sqrt{\frac{\Sigma(X_i-\bar{X})^2}{n-1}}$	±5%	±10%	>10%
خطی بودن خروجی تیوب (D=f(s))	$X=\frac{Dose}{mAs}\ L=\frac{X_1-X2}{X_1+X2}$	±5%	±10%	>10%
خطی بودن خروجی تیوب (D=f(mA))	$X=\frac{Dose}{mAs}\ L=\frac{X_1-X2}{X_1+X2}$	±5%	±10%	>10%
فیلتراسیون (HVL^{10})	ضخامت فیلتر آلومنیوم لازم برای کاهش شدت اشعه ایکس به نصف آن	>2/5 mmAl	-	<2/5 mmAl
تکرارپذیری خروجی تیوب	$CV=\frac{SD}{\bar{X}}\ SD=\sqrt{\frac{\Sigma(X_i-\bar{X})^2}{n-1}}$	±5%	±10%	>10%
شدت نور کولیماتور	شدت نور کولیماتور در فاصله ۱ متری از کانون در یک سطح $20\times 20\ cm^2$	≥۱۰۰	-	<100
منطبق بودن میدان نوری و میدان اشعه	انحراف میدان نور نسبت به میدان اشعه در فاصله ۱ متری از کانون اندازه گیری می شود.	<1%	≤2%	>٪۲

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

جدول ۲: تعریف و درجه بندی پارامترهای خیلی مهم برای ارزیابی QC دستگاه های رادیولوژی معمولی

درصد خطا در انطباق میدان نوری از میدان اشعه (بر حسب سانتی‌متر) به تفکیک مراکز مورد بررسی در جدول ۳ نشان داده است.

جهت	انحراف میدان نوری از میدان اشعه (بر حسب سانتی‌متر)								
	توحید ۱	توحید ۲	بعثت ۱	بعثت ۲	بعثت ۳	بیجار ۱	بیجار ۲	سقز	قروه	مریوان
بالا	۰/۴	۰/۴	۰/۵	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۲	۰/۶	۰/۶
راست	۰/۲	۰/۲	۰/۴	۰/۳	۰/۱	۰/۵	۰/۳	۰/۳	۰/۱	۰/۶
چپ	۰/۶	۰/۳	۰/۳	۰/۳	۰/۳	۰/۳	۰/۱	۰/۱	۰/۴	۱/2*
پایین	۰/۱	۰/۲	۱/1*	۰/۲	۰/۵	۰/۶	۰/۴	۰/۴	۰/۳	۰/7

جدول ۳: انحراف میدان نوری از میدان اشعه (بر حسب سانتی‌متر) به تفکیک مراکز

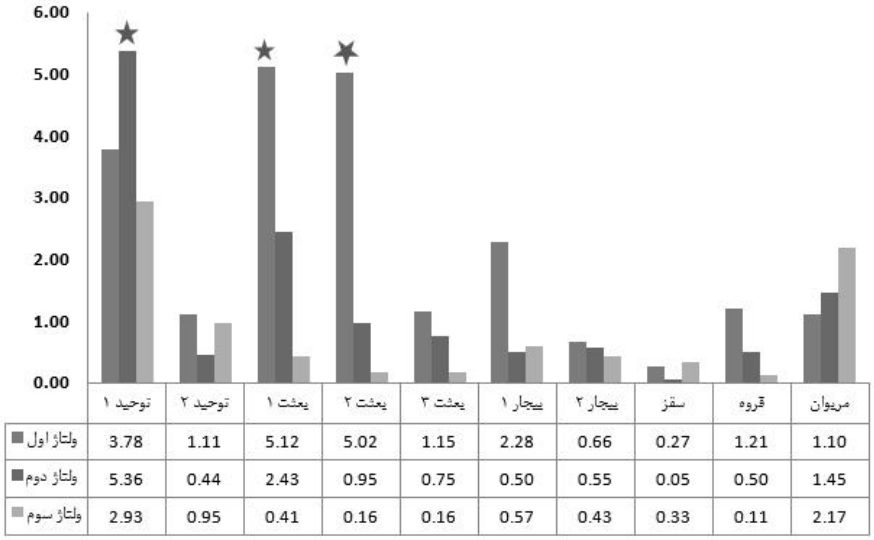
*: نشان دهنده خطای بالاتر از حد پذیرش است.

مرکز	توحید ۱	توحید ۲	بعثت ۱	بعثت ۲	بعثت ۳	بیجار ۱	بیجار ۲	سقز	قروه	مریوان
میانگین شدت نور کولیماتور										
	۱۲۶	۱۲۳/۵	۱۲۸	۱۳۵/۴	۱۳۴/۵	۱۸۴/۷۵	۱۸۱/۷۵	۱۴۷	۱۶۳	۱۶۶/۵
فیلتراسیون (HVL)										
	۲/29*	۲/۸۷	۲/۷۶	2/33*	2/70	1/5*	2/5	2/70	2/54	2/56

جدول ۴: میانگین شدت نور و فیلتراسیون (HVL) به تفکیک مراکز

*: نشان دهنده خطای بالاتر از حد پذیرش است.

نمودار ۱: درصد خطا در صحت ولتاژ به تفکیک مراکز



	توحید ۱	توحید ۲	بعثت ۱	بعثت ۲	بعثت ۳	بیجار ۱	بیجار ۲	سقز	قروه	مریوان
ولتاژ اول	3.78	1.11	5.12	5.02	1.15	2.28	0.66	0.27	1.21	1.10
ولتاژ دوم	5.36	0.44	2.43	0.95	0.75	0.50	0.55	0.05	0.50	1.45
ولتاژ سوم	2.93	0.95	0.41	0.16	0.16	0.57	0.43	0.33	0.11	2.17

نمودار ۱: درصد خطا در صحت ولتاژ به تفکیک مراکز

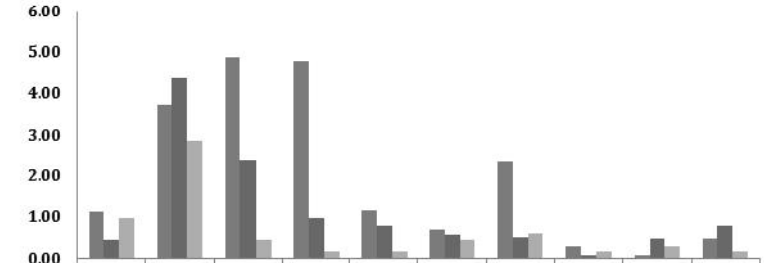
☆نشان دهنده خطاهای در حد "اصلاح" است.

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

همانطور که در جدول ۴ دیده می‌شود، فیلتراسیون کلی در دستگاههای مراکز توحید ۱، بعثت ۲ و بیجار ۱ کمتر از حد مجاز بود (به ترتیب ۲/۲۹، ۲/۳۳ و ۱/۵). همچنین، با توجه به داده‌های نمودار ۱، درصد خطای صحت ولتاژ در مرکز رادیولوژی بیمارستان توحید سنندج (Shimadzu)، بعثت ۱ (Shimadzu) و نیز بعثت ۲ (Daynamax) در یکی از ولتاژهای تنظیمی از حد مجاز (پذیرش) (۵٪) بیشتر بود (5%<). دلیل این موضوع را در دستگاه‌های مراکز توحید ۱ و بعثت ۲ به ناکافی بودن فیلتراسیون کلی این دستگاهها دانست. بنابراین، این دو خطا در دستگاههای این مراکز باید اصلاح شود.

نمودار ۲: درصد خطا در تکرارپذیری ولتاژ به تفکیک مراکز

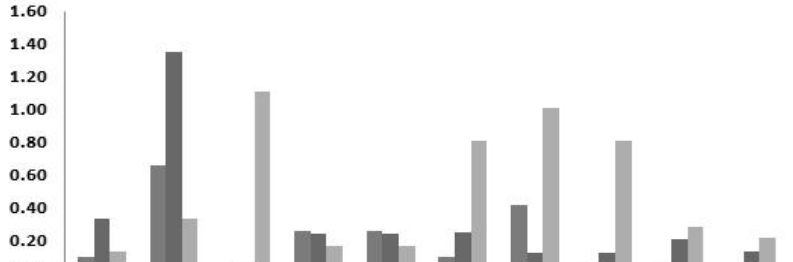


	توحید ۱	توحید ۲	بعثت ۱	بعثت ۲	بعثت ۳	بیجار ۱	بیجار ۲	سقز	قروه	مریوان
ولتاژ ول	1.10	3.70	4.87	4.78	1.13	0.67	2.34	0.27	0.07	0.47
ولتاژ دوم	0.43	4.35	2.37	0.94	0.76	0.56	0.5	0.06	0.46	0.76
ولتاژ سوم	0.94	2.85	0.42	0.16	0.16	0.43	0.57	0.14	0.27	0.16

نمودار ۲: درصد خطا در تکرارپذیری ولتاژ به تفکیک مراکز

دستگاههای تمام مراکز مورد مطالعه، از لحاظ تکرارپذیری ولتاژ در حد قابل پذیرش و مناسب بودند. اگر چه با توجه به این‌که درصد خطاهای موجود آستانه‌ای هستند، دستگاه مراکز توحید ۲، بعثت ۱ و بعثت ۲ نیاز به توجه دارند. لازم به تذکر است که دستگاههای این مراکز دارای قدمت بیشتری هستند. همچنین، بار کاری آنها نسبت به مراکز دیگر بسیار زیادتر است.

نمودار ۳: درصد خطا در صحت زمان تابش دهی به تفکیک مراکز



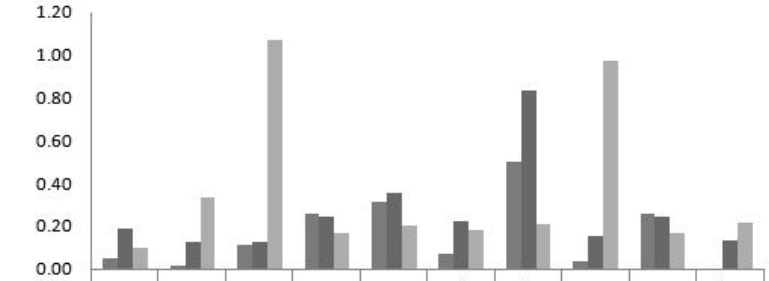
	توحید ۱	توحید ۲	بعثت ۱	بعثت ۲	بعثت ۳	بیجار ۱	بیجار ۲	سقز	قروه	مریوان
زمان اول	0.10	0.66	0.01	0.26	0.26	0.10	0.42	0.03	0.04	0.00
زمان دوم	0.33	1.35	0.05	0.24	0.24	0.25	0.13	0.13	0.21	0.13
زمان سوم	0.13	0.33	1.11	0.17	0.17	0.81	1.01	0.81	0.28	0.21

نمودار ۳: درصد خطا در صحت زمان تابش دهی به تفکیک مراکز

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

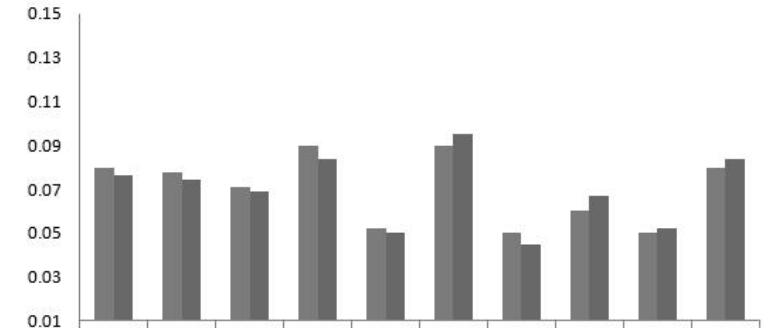
نمودار ۴: درصد خطا در تکرار پذیری زمان تابش دهی به تفکیک مراکز



	توحید ۱	توحید ۲	یعثت ۱	یعثت ۲	یعثت ۳	ییجار ۱	ییجار ۲	سقز	قروه	مریوان
زمان اول	0.05	0.01	0.11	0.26	0.31	0.07	0.50	0.03	0.26	0.00
زمان دوم	0.19	0.12	0.13	0.24	0.36	0.22	0.83	0.15	0.24	0.13
زمان سوم	0.10	0.33	1.07	0.17	0.20	0.18	0.21	0.97	0.17	0.21

نمودار ۴: درصد خطا در تکرارپذیری زمان تابش دهی به تفکیک مراکز

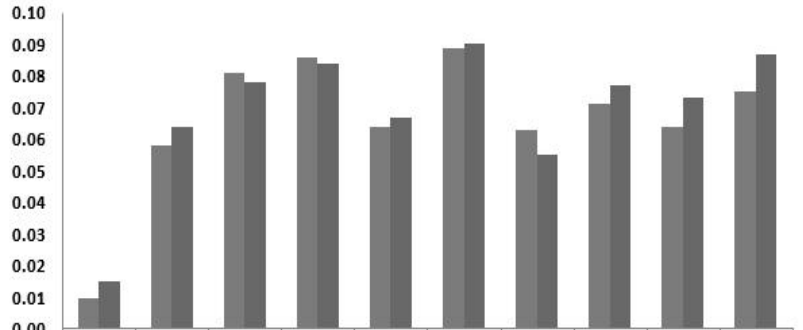
نمودار ۵: درصد خطا در خطی بودن خروجی تیوب نسبت به **mAs** به تفکیک مراکز



	توحید ۱	توحید ۲	یعثت ۱	یعثت ۲	یعثت ۳	ییجار ۱	ییجار ۲	سقز	قروه	مریوان
mAs1	0.08	0.08	0.07	0.09	0.05	0.09	0.05	0.06	0.05	0.08
mAs2	0.08	0.07	0.07	0.08	0.05	0.10	0.05	0.07	0.05	0.08

نمودار ۵: درصد خطا در خطی بودن خروجی تیوب نسبت به mAs به تفکیک مراکز

نمودار ۶: درصد خطا در خطی بودن خروجی تیوب نسبت به **mA** به تفکیک مراکز



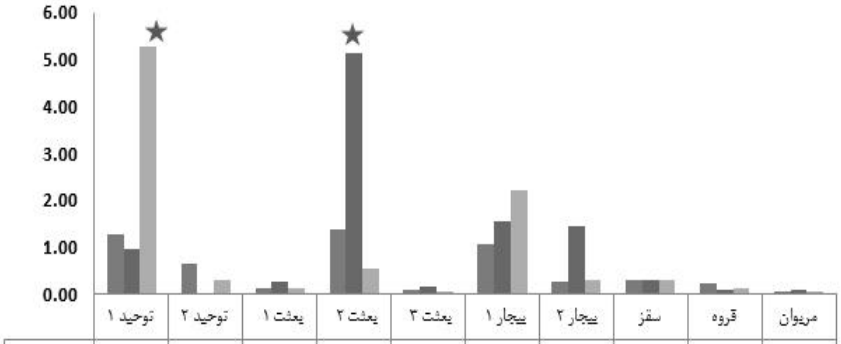
	توحید ۱	توحید ۲	یعثت ۱	یعثت ۲	یعثت ۳	ییجار ۱	ییجار ۲	سقز	قروه	مریوان
mA1	0.01	0.06	0.08	0.09	0.06	0.09	0.06	0.07	0.06	0.08
mA2	0.02	0.06	0.08	0.08	0.07	0.09	0.06	0.08	0.07	0.09

نمودار 6: درصد خطا در خطی بودن خروجی تیوب نسبت به mA به تفکیک مراکز

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

نمودار ۷: درصد خطا در تکرارپذیری خروجی تیوب به تفکیک مراکز



	توحید ۱	توحید ۲	بعثت ۱	بعثت ۲	بعثت ۳	بیجار ۱	بیجار ۲	سقز	قروه	مریوان
Output1	1.28	0.66	0.15	1.39	0.10	1.07	0.27	0.32	0.23	0.08
Output2	0.97	0.03	0.29	5.14	0.19	1.56	1.45	0.30	0.09	0.10
Output3	5.26	0.30	0.13	0.56	0.07	2.22	0.30	0.30	0.14	0.06

نمودار 7: درصد خطا در تکرارپذیری خروجی تیوب به تفکیک مراکز

*(نشان دهنده خطا در حد ...) است.

دستگاههای تمام مراکز مورد مطالعه، از لحاظ پارامتر صحت زمان تابش دهی انطباق خوبی را با استانداردهای فوق‌الذکر نشان دادند. پارامتر صحت زمان تابش‌دهی در دستگاههای تمام مراکز مورد مطالعه در توافق با بازههای استاندارد بود.

بـا توجه به داده‌های نشان داده در جدول، دستگاههای تمام مراکز مورد مطالعه، از لحاظ خطی بودن خروجی تیوب نسبت به mAs در حد قابل پذیرش بودند. پارامتر صحت زمان تابش دهی در توافق با بازه قابل پذیرش استاندارد بود. البته، دستگاه مراکز بعثت ۱، بعثت ۲، بیجار و مریوان با توجه به درصد خطای آستانه‌ای آنها نیاز به توجه بیشتر دارند.

همانطور که در نمودار ۷ نشان داده است، درصد خطا در تکرارپذیری خروجی در مراکز توحید ۱ و بعثت ۲ (به ترتیب ۵/۲۶٪ و ۵/۱۴٪ بیشتر از حد پذیرش بود.

بحث و نتیجه‌گیری

برنامه کنترل کیفیت برای دستیابی به استانداردهایی با عملکرد بالا در بیماران استفاده می‌شود. این برنامه‌ها شامل روشهایی برای کنترل و نگهداری بخشی از اجزای فنی سیستم‌های تصویرنگار است که در تولید کیفیت تصویر نهایی تصویر دخیل هستند. در واقع، ارزیابی و اطمینان از کیفیت دستگاه بر کنترل و تعمیر دستگاههای رادیوگرافی مقدم است (۴و۲۱).

کالیبراسیون و کنترل کیفی دستگاههای تشخیصی در واقع ایجاد نظامی موثر به منظور کنترل صحت و دقت پارامترهای قابل اندازه‌گیری دستگاههای آزمون، وسایل اندازه‌گیری و کلیه تجهیزاتی است که عملکرد آنها بر کیفیت فرایند تاثیرگذار است. هدف کلی از این کار، اطمینان از تطابق اندازه‌گیریهای انجام شده با استانداردهای جهانی می‌باشد (۱و۶).

علیرغم مقررات موجود در خصوص حفاظت بیماران، توسعه دستگاههای بهتر و استفاده از صفحات تقویت‌کننده با عناصر کمیاب که هر دو موجب کاهش

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

تابش‌گیری بیمار می‌شود، اعلام شده است که دز موثر ژنتیکی[1] (GSD) جامعه (مقیاس تابش‌گیری ژنتیکی جامعه پرتوهای یونساز تشخیصی و شکل‌های دیگر آن که بار ژنتیکی جامعه را نشان می‌دهد)، به طور خطی در حال افزایش است. این مقیاس تابش‌گیری از تشعشع، علیرغم محدود شدنش در حال افزایش است، زیرا تعداد مراجعه‌کنندگان برای انجام رادیولوژی روز به روز رو به افزایش است (۱و۱۲و۲۲).

تابش‌گیری پرسنل پرتوکار و بیماران از پرتوهای یونیزان حاصل از دستگاههای رادیولوژی تشخیصی می‌تواند آثار سوئی همچون ایجاد انواع سرطانها و انواع مختلف آثار دیررس پرتوی را در این افراد ایجاد کند. نشان داده شده است که این مساله در صورت عدم رعایت موارد ایمنی و توصیه‌های ICRP و نیز مسایل مربوط به کنترل کیفی دستگاهها در این بخش‌ها، به شدت افزایش پیدا می‌کند (۱۵و۱۶). مطابق با آخرین توصیه‌های ICRP حداکثر دوز مجاز دریافتی پرتوکاران در سال نباید از مقدار ۵۰ میلی-سیورت تجاوز نماید (۲۱). بنابراین، برنامه کنترل کیفیت برای انجام رادیوگرافی برنامه‌ای الزامی است. آژانس‌های تنظیم‌کننده به طور روزافزون خواستار حفظ و تنظیم بعضی از استانداردهای کیفیت بر روی واحد اشعه ایکس و سایر تجهیزات مضر برای بیماران می‌باشد تا اگر دستگاهی به طور مطلوب کار نمی‌کند، مسئله اصلاح شود (۲و۸).

فقدان روند کنترل کیفی و عدم کالیبراسیون دستگاه‌های پرتو نگار، باعث می‌شود که کاربران پرتو ایکس از صحت عملکرد فاکتورهای تابش پرتو اطمینان نداشته و انتخاب فاکتورهای تابش صرفا" بر اساس تجربه فردی و سلیقه صورت می‌گیرد. در اغلب موارد به علت لزوم تنظیم تجهیزات مذکور، شرایط پرتونگاری یک اندام معین با ضخامت معین در دستگاههای مشابه نصب شده در یک بخش گاه کاملاً متفاوت بوده و حتی در مواردی خروجی دستگاه مولد پرتو با حفظ شرایط تابش یکسان در دو آزمون رادیوگرافی متوالی یکسان نمی‌باشد (۸و۱۲). در نتیجه، گاهی به علت حصول تصاویر بی‌کیفیت و یا با کیفیت نازل، کاربر ملزم به تکرار آزمون رادیوگرافی می‌باشد. فراوانی تکرار آزمون‌های پرتوشناسی خود موجب افزایش دوز اشعه دریافتی بیماران و پرسنل، افزایش میزان استهلاک دستگاه‌های رادیوگرافی، افزایش میزان مصرف فیلم و مواد مصرفی مانند محلول‌های ظهور و ثبوت شده و در نهایت کاهش بهره‌وری و افزایش هزینه بخش‌های پرتو شناسی موجب نارضایتی بیماران و پرسنل خواهد شد.

در این مطالعه مشاهده شد که فیلتراسیون کلی در دستگاههای مراکز توحید ۱، بعثت ۲ و بیجار ۱ کمتر از حد مجاز بود. در تمام دستگاه‌ها، باید فیلتراسیون مجموع تیوب و میزان نشت پرتو به عنوان بخشی از بررسی پرتویی[2] اندازه‌گیری شود. فیلتراسیون ناکافی منجر به افزایش دز بیمار می‌شود، در حالی‌که فیلتراسیون اضافی هم نفعی ندارد، ضمن آن که مستقیما" موجب افزایش بار ژنراتور و تیوب می‌گردد.

همچنین، درصد خطا در تکرارپذیری خروجی در مراکز توحید ۱ و بعثت ۲، بیشتر از حد پذیرش بود. دلیل این امر را می‌توان به نامناسب بودن و ناکافی بودن فیلتراسیون روی خروجی تیوب مربوط دانست.

برای موارد و تکنیک‌های مشابه، باید کار ژنراتور و تیوب اشعه ایکس یکسان (ثابت) باشد. در غیر این صورت، امکان بهبود کیفیت تصاویر در دستگاههای رادیولوژی فراهم نمی‌شود. این امر به نوبه خود، باعث

1. Genetically Significant Dose (GSD)

2. Radiation survey

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

می‌شود که مقدار ضایعات فیلم، دز پرتوی بیمار و نیز هزینه‌ها تا حد قابل ملاحظه‌ای افزایش پیدا کند.

همانطور که در نمودار ۱ نشان داده شده است، ۳۰٪ دستگاهها دارای خروجی تیوب مناسب نبودند که این موضوع ممکن است به دلیل ناکافی بودن فیلترهای اضافه شده به کولیماتور باشد. در ۲۰٪ دستگاه‌های موجود بازدهی مناسبی در آزمون انطباق پرتو نوری و پرتو تابشی دیده نشد که این امر ممکن است به دلیل بالا بودن بار کاری دستگاه باشد، چرا که اندازه میدان کولیماتور برای هر بیمار باید تنظیم شود. از آن‌جایی که در برخی موارد، زمانی که بیماران روی تخت قرار می‌گیرند به صورت تصادفی با کولیماتور برخورد می کنند، میزان خطا در آزمون انطباق پرتو نوری و پرتو تابشی افزایش پیدا می‌کند. عدم مطابقت کامل میدان نوری و میدان اشعه ایکس، منجر به تکرار رادیوگرافی می‌گردد. در نتیجه عدم اصلاح این خطا در دستگاه باعث افزایش دز بیمار و نیز تحمیل هزینه‌های بیشتر به مریض و سیستم درمانی می‌گردد.

تحلیل پارامترهای آزمون QC در دستگاههایی که دارای بار کاری بالا بودند (دستگاههای موجود در مرکز استان-توحید و بعثت-) نشان داد که این دستگاهها در مقایسه با سایر دستگاههای موجود در مطالعه در تعداد فاکتورهای بیشتری دارای خطاهای بالاتر از حد مجاز یا در آستانه حد اصلاح هستند. بنابراین، پیشنهاد می‌شود که برنامه‌های QC برای دستگاههایی که دارای بار کاری زیاد بیشتر هستند، به صورت منظم تر و در فواصل زمانی کمتر انجام گیرد.

در مقایسه با مطالعات مشابه، در مطالعه حاضر از تعداد آزمون‌های بیشتری برای ارزیابی صحت عملکرد دستگاهها استفاده شد. به علاوه، نتایج مربوطه به آزمونهای مختلف در توافق با مطالعات گذشته بود (۵ و ۱۱ و۲۰-۱۴). همچنین، نتایج نشان داد که علیرغم قدیمی بودن بسیاری از دستگاههای مورد مطالعه، تعداد پارامترهای مورد آزمونی که دارای خطای بیش از حد پذیرش بودند، کمتر از مطالعات مشابه بود که این می-تواند به دلیل انجام منظم و دوره‌ای برنامه QC در این دستگاهها باشد.

به منظور انجام یک مطالعه جامع در مورد کنترل کیفی دستگاههای رادیولوژی تشخیصی، پیشنهاد می-شود که مطالعات گسترده‌تر با تعداد بیشتری از دستگاههای رادیولوژی معمولی و دیجیتال، CT و مدالیته‌های تصویربرداری دینامیک مانند آنژیوگرافی انجام شود. همچنین، برنامه کامل ارزیابی کیفیت باید تمام جنبه‌های سیستم تصویربرداری را در برگیرد و تنها کنترل دستگاه رادیوگرافی کافی نیست. چرا که نادیده گرفتن سایر موارد مانند شرایط پروسسینگ، شرایط روشنایی تاریکخانه و شرایط فیلم با صفحه، ممکن است به نوبه خود باعث تنزل کیفیت تصاویر رادیوگرافی شود.

بنابراین مقوله کنترل کیفی و تضمین عملکرد صحیح سیستم‌ها در بخش‌های رادیولوژی تشخیصی حائز اهمیت فراوانی است، به‌گونه‌ای که در کشورهای توسعه یافته روند کنترل کیفی تجهیزات پرتونگاری به صورت منظم و ادواری انجام شده و از نظر قانونی اجباری است. در حال حاضر، به علت فقدان روند کنترل کیفی منظم، تجهیزات گرانبهای تشخیصی در مدت زمان کوتاهی پس از نصب مستهلک شده و به - علت از دست دادن کیفیت لازم بلا استفاده خواهند ماند.

علیرغم این واقعیت که دستگاههای رادیولوژی در استان کردستان نسبتاً قدیمی بوده و دارای بار کاری بالایی هستند، نتایج آزمون به طور کلی رضایت بخش بودند. این موضوع ممکن است به دلیل سرویس‌های

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

مناسب پس از فروش باشد که توسط کارخانه‌های سازنده انجام می‌شود.

اگرچه این سرویس‌ها از لحاظ اقتصادی دارای هزینه‌های بالایی هستند، اما با انجام منظم برنامه کنترل کیفی تا حد زیادی هم هزینه‌ها کاهش پیدا می‌کند و هم طول عمر دستگاه افزایش پیدا می‌کند. با اعمال برنامه کنترل کیفیت در تمامی آزمایش‌های رادیوگرافی و همچنین تحت شرایط دوز دریافتی کمتر بدون کاهش اطلاعات تصویر، می‌توان امیدوار بود که ریسک ابتلا به سرطان ناشی از آزمایشات رادیوگرافی کاهش یابد.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر بر اساس طرح پژوهشی مصوب در دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کردستان انجام شده است.

References

1. Hollins M. Measuring and controlling radiation, In: Medical Physics London. 1nd ed., Mc Millan Education Ltd, London, 1990: 45-58.
2. Declan R, Kyrio J, Edward J, Andrew C. Radiation protection in interventional radiology. Clin Radiol.2001; 56: 99-106.
3. Bushong S. Computer -assiated quality assurance for radiographic equipment. Med Phys. 1980; 7(4): 386-389.
4. The American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Basic Quality Control in Diagnostic Radiology. Report No. 4, 1977.
5. Godechal D, Delhove J, Mambour C, Coomans J. A quality assurance program for medical x-ray diagnostic units carried out in Belgium. Radiat. Prot. Dosim. 1995; 94(1-2): 309-313.
6. IPEM. Recommended standards for the routine performance testing of diagnostic x-ray imaging systems, Report NO. 77. York (1998).
7. The American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Quality Control in Diagnostic Radiology. Report No.74, 2002.
8. The American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposures. Task Group 8, 1990.
9. The National Council on Radiation Protection and Measurements(NCRP). Ionizing radiation exposure of the population of the United States. Report No.160, 2009.
10. Oritz P, Maccia C, Padovani R, Vano E. Results of the IAEA-CEC coordinate research program on radiation doses in diagnostic radiology and methods for reduction. Radiat. Prot. Dosim. 1995; 57(1-4): 95-99.
11. Jankwoski J, Stainszewka M. Methodology for the set-up of a quality control system for diagnostic X-Ray units in Poland. Radiat. Prot. Dosim. 2000; 90(1-2): 259-262.
12. Zoetelief J, Van SR, Suliman I, Jansen J, Bosmans H. Quality control of equipment used in digital and interventional radiology. Radiat. Prot. Dosim. 2005; 117(1-3): 277-282.
13. Sohrabi M. Radiation protection infrastructure in Iran. Proc. IAEA Int. Sympo. on radiation protection infrastructure. IAEA, 7(11): 245-55, 1990. [Persian]
14. Keikhai FM, Shirin SM, Deevband M, Kardan M. Evaluation of image quality and patient dose in conventional radiography examinations in radiology centers in Sistan and

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

Baluchestan, Iran and comparing with that of international guidelines levels. INDJST. 2011; 4:1429-1433. [Persian]
15. Shahbazi GD. Qulity control of the radiological equipment in Chaharmahal & Bakhtitiari hospitals. Shahrekord University of Medical Sciences Journal. 2004; 5: 8-11. [Persian]
16. Aghahadi B, Zhang Z, Zareh S, Sarkar S, Tayebi PS. Impact of quality control on radiation doses received by patients undergoing abdomen X-ray examination in ten hospitals. IJRR. 2006; 4:177-182. [Persian]
17. Khoshnazar AKH., Mokhtarian M, Nooshin S. Quality Control of Radiography Equipments in Golestan Province of IRAN. IJMP. 2013; 10(1): 37-44. [Persian]
18. Gholamhosseinian-Najjar H, Bahreyni-Toosi M, Zareh MH, Sadeghi HR, Sadoughi H. Quality Control Status of Radiology Centers of Hospitals Associated with Mashhad University of Medical Sciences. IJMP. 2014; 11(1): 182-187. [Persian]
19. Rasuli B, Pashazadeh A, Tahmasebi Birgani M, Ghorbani M, Naserpour M, Jafar F. Quality Control of Conventional Radiology Devices in Selected Hospitals of Khuzestan Province, Iran. IJMP. 2015; 12(2): 101-108. [Persian]
20. Haghparast M, Afzali Pour R, Ahmadi S, Golverdi Yazdi M, Dindarloo Inaloo K. Saanei M. Quality control of radiology devices in Health Centers Affiliated with Hormozgan University of Medical Sciences. HMJ. 2015; 19(1): 51-57. [Persian]
21. International Commission on Radiological Protection. ICRP 103 The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann. ICRP 37(2-4), 2007.
22. Dowd SB, Tilson ER. Practical radiation protection and applied radiobiology. 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1999: 175-190.

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]

Common X-ray machine quality control in hospitals affiliated with Kurdistan University of Medical Sciences

Allaveisi F, Mahmoodi M*, Parvizpour Sh

Abstract:

Introduction and Aims: Diagnostic Radiology has the largest share in the artificial ionizing radiation sources in the society. One of the most important factors in reducing radiation dose is quality control and ensuring the quality and performance of radiology devices.Quality control is conducted to produce high-quality radiographic images with minimum radiation dose.

Materials and Methods: Ten normal X-ray machines in 5 hospitals affiliated to Kurdistan university of Medical Sciences were studied. Then, 10 standard test of quality control were conducted based on the protocol recommended by the 74 report (quality control standards) American Association of Medical Physics (AAMP) and Report No. 103 of the International Commission on Radiation Protection (ICRP). Finally, data were statistically evaluated and the percentage of error of each parameter was compared with existing standards.

Results: In some devices the overall filtration parameters' error and voltage accuracy was higher than acceptable range and needed to be reformed. Also, in some devices the percentage of parameter error of radiation field compliance and light field was more than acceptable range based on the existing standards. Some devices in the province had boundary and threshold error.

Conclusion: According to the recommendations of the Commission on Radiation Protection and Medical Physics Society of America, most of the parameters of the devices in question were in agreement with existing standards and were in acceptable range.

Keywords: radiation protection, quality control, X-rays, diagnostic radiology devices

Allaveisi F
Assistant Professor, Department of Medical Physica, School of Medical, Kurdistatn University of Medcial Sciences, Sanandaj, Iran.

Mahmoodi M*
Department of Radiology, School of paramedical, Kurdistatn University of Medcial Sciences, Sanandaj, Iran.
(Corresponding Author)
mzffrmahmoodi@gmail.com

Elahimanes F, Department of Radiology, School of paramedical,Kurdistatn University of Medcial Sciences, Sanandaj, Iran.

Parvizpour Sh
Department of Radiology, paramedical, Kurdistatn University of Medcial Sciences, Sanandaj, Iran.

[Downloaded from sjnmp.muk.ac.ir on 2026-11-22]

[DOI: 10.29252/sjnmp.2.2.58]