

## تعیین سطوح دز مرجع تشخیصی در آزمایشات متداول رادیولوژی دیجیتال در استان تهران در سال‌های ۹۵-۱۳۹۴

بهزاد محسن‌زاده<sup>۱\*</sup>، محمدرضا دیوبند<sup>۲</sup>، الهام ناصری‌نیا<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران  
<sup>۲</sup> دکترای تخصصی بیوفیزیک، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران  
<sup>۳</sup> کارشناسی ارشد فیزیک حالت جامد، گروه فیزیک، دانشکده فیزیک و شیمی، دانشگاه الزهرا تهران، تهران، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۲/۲۳

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۱۱/۰۹

### چکیده

**مقدمه:** امروزه شاهد توسعه تکنولوژی، ارتقای سطح فرهنگی و علمی در کشور، توسعه روزافزون دستگاه‌های رادیولوژی دیجیتال و جایگزینی آن‌ها با دستگاه‌های آنالوگ هستیم. در این ارتباط با توجه به اینکه تاکنون هیچ پژوهشی در این زمینه انجام نشده است، تهیه و استخراج DRL (Diagnostic Reference Level) برای دستگاه‌های رادیولوژی دیجیتال لازم می‌باشد. در این راستا هدف از پژوهش حاضر تعیین سطوح دوز مرجع تشخیصی یا DRL برای آزمایشات متداول رادیولوژی دیجیتال در استان تهران می‌باشد.

**مواد و روش‌ها:** این مطالعه تشخیصی یک پژوهش بنیادی- کاربردی می‌باشد که طی سال‌های ۹۵-۱۳۹۴ در ارتباط با ۲۱۳۵ بیمار انجام شده و در آن سطح دوز مرجع تشخیصی در گروه سنی بزرگسالان در ۱۵ مرکز رادیولوژی دیجیتال بر روی آزمایش‌های متداول رادیولوژی در شهر تهران مورد مطالعه قرار گرفته است. پروتکل دزیمتری در این پژوهش، روش غیرمستقیم برای اندازه‌گیری E<sub>SAK</sub> (Entrance Surface Air Kerma) می‌باشد. چارک سوم نیز به‌عنوان دوز مرجع تشخیصی DRL در نظر گرفته شده است.

**یافته‌ها:** براساس نتایج این پژوهش سطوح دوز مرجع تشخیصی یا DRL برای آزمایش متداول رادیولوژی بر حسب میلی‌گری به شرح زیر می‌باشد:

مقادیر ۱/۳ برای جمجمه (روبه‌رو)؛ ۱/۱۷ برای جمجمه (نیمرخ)؛ ۰/۷۷ برای ستون فقرات گردنی (روبه‌رو)؛ ۰/۸۵ برای ستون فقرات گردنی (نیمرخ)؛ ۰/۶۳ برای قفسه سینه (روبه‌رو)؛ ۱/۱۱ برای قفسه سینه (نیمرخ)؛ ۱/۷۳ برای ستون فقرات پستی (روبه‌رو)؛ ۲/۳۵ برای ستون فقرات پستی (نیمرخ)؛ ۲/۶۹ برای ستون فقرات کمری (روبه‌رو)؛ ۴/۲۲ برای ستون فقرات کمری (نیمرخ)؛ ۲ برای آزمون شکم (روبه‌رو)؛ ۱/۶۲ برای آزمون لگن (روبه‌رو).

**نتیجه‌گیری:** نتایج این پژوهش نشان داد که تغییرات قابل توجهی از دوز در تکنیک‌های رادیولوژی وجود دارد.

**کلمات کلیدی:** تهران، چارک سوم، دزیمتری، دوز مرجع تشخیصی، میلی‌گری

## مقدمه

کشف اشعه ایکس در سال ۱۸۹۵ توسط Röntgen و ارائه اولین تصویر آن در دانشگاه‌های اروپا باعث انقلاب بزرگی در عرصه پزشکی شد. امروزه رادیوگرافی تشخیصی و رشته‌های وابسته به آن همانند سایر شاخه‌های علم و فناوری، پیشرفت روزافزونی پیدا کرده است؛ به طوری که روش‌های مختلف تصویربرداری به‌عنوان عنصر جدایی‌ناپذیر در تشخیص بیماری‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. استفاده از اشعه ایکس در پزشکی برای امور تشخیصی، درمانی و تحقیقاتی نه تنها امری اجتناب‌ناپذیر می‌باشد؛ بلکه استفاده از این پدیده هر روز رو به گسترش است؛ اما با وجود استفاده فراوان و مفید از این پدیده در امور بهبود زندگی و سلامت جامعه، زیان‌بار بودن آن برای موجودات زنده و انسان امری اثبات‌شده می‌باشد (۱)؛ از این رو جوابی که برای رفع این تناقض می‌توان ارائه نمود، استفاده کنترل شده و بهینه مطابق با مقررات حفاظتی و رعایت اصول حفاظتی است. طی پیشرفت علم و فناوری، سیستم‌های رادیولوژی آنالوگ کم‌کم جای خود را با تکنیک‌های جدید رادیولوژی دیجیتال عوض کرده‌اند که این امر باعث استفاده از مزایای این فناوری جدید در تصویربرداری تشخیصی گردیده است. همگام با پیشرفت دستگاه‌های اشعه ایکس و انجام آزمون‌های پیچیده‌تر پرتوگیری، بیماران، رادیولوژیست‌ها و کاربران این دستگاه‌ها افزایش یافته است؛ بنابراین براساس مقررات بین‌المللی، کاربرد اشعه ایکس به وسیله افراد جامعه تنها در صورتی مجاز می‌باشد که فرد استفاده‌کننده از این نوع اشعه‌ها بر خطرات آن واقف بوده و با مقررات مربوط به استفاده از اشعه ایکس آشنا باشد (۲).

در انجام آزمون‌های رادیولوژی تشخیصی، تفاوت‌های گسترده‌ای در پرتوگیری بیماران برای آزمون‌های مشابه وجود دارد و در این ارتباط کمیسیون بین‌المللی

حفاظت پرتوی (ICRP: International Commission on Radiological Protection) در سال ۱۹۸۲ بیان کرد که مقدار دز برای یک نوع خاص از آزمون‌های تصویربرداری با اشعه ایکس برای بیماران با سایز مشابه از بیمارستانی به بیمارستان دیگر متفاوت بوده و مقدار آن از ۲ تا ۱۰ برابر تغییر می‌کند؛ حتی دز بیماران در یک بیمارستان از یک دستگاه رادیوگرافی به دستگاه دیگر با یکدیگر اختلاف زیادی دارد؛ بنابراین در اکثر کشورهای پیشرفته، اندازه‌گیری و تعیین مقدار پرتویی که رادیولوژیست و بیمار در هر رادیوگرافی دریافت می‌کنند از کارهای اصلی و اجتناب‌ناپذیر مراکز بهداشتی و حفاظتی می‌باشد؛ به طوری که معمولاً هر چند سال یکبار به کمک روش‌های آماری و وسایل دزیمتری مناسب میزان پرتوگیری پرتوکاران و بیماران و یا به زبان ساده‌تر میانگین مقدار اشعه‌ای که در هر رادیوگرافی به بیمار و پرتوکار می‌رسد را اندازه‌گیری و مشخص می‌نمایند (۳).

با توجه به این موضوع، سازمان‌های مختلف معیارهایی را برای روند انجام آزمون‌ها و نیز مقادیری از دز را به‌عنوان مرجع برای آزمون‌های مختلف تنظیم کرده‌اند؛ از این رو هرچه این فرآیند کامل‌تر به کار گرفته شود، به میزان بیشتری از میزان دزهای دریافتی کاسته می‌گردد. با توجه به موارد فوق، ۳ اصل مهم حفاظت پرتویی شامل: توجیه‌پذیری (Justification)، بهینه‌سازی (Optimization) و حد دز مخاطره (Dose and Risk Limits) توسط کمیسیون بین‌المللی حفاظت در برابر اشعه (ICRP) توصیه شده است (۴).

این کمیسیون در سال ۱۹۹۰ برای حفاظت بیماران در برابر تشعشع، طبق اصل Optimization مفهوم دز مرجع تشخیصی یا DRL را برای بهینه‌سازی روند انجام آزمون‌های تشخیصی اشعه ایکس توصیه کرد. دز مرجع

مداوم و طولانی مدت و به دنبال آن رادیوگرافی دارند و یا افرادی که برای کمیسیون‌های مختلف پزشکی به‌ویژه پزشکی قانونی به‌منظور رادیوگرافی به بخش رادیولوژی مراجعه می‌کنند است، الکترونیکی کردن این اطلاعات همراه با تصاویر مربوطه حائز اهمیت فوق‌العاده‌ای می‌باشد (۷)؛ از این رو با توجه به اینکه آزمون‌های رادیوگرافی تشخیصی از بیماران، بیشترین سهم در استفاده از پرتوهای یونساز در پزشکی را به خود اختصاص داده است، پژوهش در مورد روش‌های کاهش دز در رادیولوژی تشخیصی همواره از اهداف اولیه تحقیقات در زمینه حفاظت و ایمنی به‌ویژه برای بیماران بوده است. در مطالعات انجام‌شده نشان داده شده است که میانگین دز بیماران در بیمارستان‌های مختلف با یکدیگر تفاوت زیادی دارد؛ به طوری که نسبت دز بیشینه به دز کمینه بیش از ۵۲ برابر است.

توضیح علل تفاوت زیاد دز در بیمارستان‌های مختلف پیچیده است؛ به‌طور کلی پرتودهی با انرژی پایین و میلی‌آمپر ثانیه بالا و نیز پایین بودن فیلتراسیون تیوب در اتاق‌هایی که دز بیماران در آن‌ها بالاتر می‌باشد، مشهود است؛ بنابراین با استخراج یا تعیین سطوح دز مرجع برای آزمایش‌های متداول رادیولوژی به‌ویژه رادیولوژی دیجیتال می‌توان برآوردی از وضعیت موجود در کشور در ارتباط با این تغییر و تحول از دستگاه‌های آنالوگ به دیجیتال را کسب نمود و در ادامه با دایرکردن این سطوح می‌توان سبب کاهش چشمگیر دز بیماران و پرتوکاران در هر آزمون رادیولوژی گشت.

### مواد و روش‌ها

ابتدا اطلاعات مربوط به پارامترهای پرتودهی (kVp, mAs)، هندسی (FSD: Focus to Skin Distance) یا فاصله نقطه کانونی اشعه تا بدن بیمار و FFD (Focus to Detecror Distance) یا فاصله نقطه کانونی اشعه تا فیلم

تشخیصی یا DRL طبق تعریف ICRP یک نوع معیار بازرسی است که به‌راحتی قابل اندازه‌گیری می‌باشد؛ به طوری که به‌صورت دز در هوا و یا در مواد معادل بافت در سطح فانتوم‌های استاندارد و یا در بیماران مشخص محاسبه می‌گردد (۵). بی‌شک سرعت و اهمیت روزافزون الکترونیک در پیشرفت تمام شاخه‌های علمی به‌ویژه علم پزشکی چشمگیر بوده است و در این بین، رادیولوژی در بین شاخه‌های علوم پزشکی به دلیل داشتن زمینه‌های مساعد در جهت قبول تغییرات، بیش از سایر رشته‌ها در مسیر تحول قرار گرفته و بیشترین سود و بهره‌وری را از جریان اپیدمی الکترونیکی شدن داشته است. در این راستا می‌توان به تحولات چند سال اخیر رادیولوژی در کشورهای پیشرفته اشاره کرد. در این کشورها خروجی تمام دستگاه‌های رادیولوژی به‌صورت دیجیتال می‌باشد؛ به طوری که تمام اطلاعات الکترونیکی بوده و دیگر نیاز به انبارکردن فیلم‌ها و سایر اطلاعات نمی‌باشد. از سوی دیگر، این روش از دقت و سرعت زیاد و امنیت فوق‌العاده‌ای برخوردار می‌باشد. ICRP در سال ۲۰۰۱ مقادیری از دز مرجع که توسط سازمان‌های مسئول در کشورهای مختلف تنظیم شده بود را گزارش نمود و توصیه کرد که مقدار DRL باید برای هر کشور طبق شرایط واقعی (وضعیت اقتصادی- اجتماعی و غیره) آن کشور تنظیم گردد (۶).

در حال حاضر اکثر اطلاعات بیماران از قبیل آزمایش‌ها، دستورات بیمارستانی و غیره در بیمارستان‌ها به‌صورت الکترونیکی بوده و دیجیتال کردن سیستم رادیولوژی مکمل سیستم فعلی است و کمک شایانی به پیشبرد اهداف وزارت بهداشت که همانا رضایتمندی بیماران می‌باشد، می‌نماید. با توجه به اینکه حجم مراجعات بیماران (اعم از بستری و سرپایی) به بخش رادیولوژی زیاد بوده و درخواست‌های رادیوگرافی جزء لاینفک پرونده پزشکی اغلب بیماران به‌ویژه افرادی که بیماری مزمن داشته و نیاز به پیگیری

بیمار با توجه به فاصله بیمار از نقطه کانونی تیوپ و فاصله تیوپ تا آشکارساز در هنگام به دست آوردن خروجی تیوپ مطابق با قانون عکس مجذور فاصله می‌بایست تصحیح شود. در نهایت میزان ESAK از حاصل ضرب کمیت Kerma به دست آمده در ضریب پرتوهای برگشتی (BSF: Back Scatter Factor) قابل محاسبه خواهد بود. ضریب پرتوهای برگشتی در رادیوگرافی ساده مطابق با گزارش کمیته اروپا با توجه به پتانسیل تیوپ فیلتراسیون دستگاه و اندازه میدان تابش اشعه بین ۱/۲ تا ۱/۴ می‌باشد که در پژوهش حاضر این ضریب بین ۱/۲۸ تا ۱/۳۷ متغیر بود و BSF با توجه به جدول مذکور برای هر محاسبه تعیین گردید.

$$ESAK = (\text{Out put} \times \text{mAs} \times \text{BSF} \times (\text{FDD}/\text{FFD} - t_p)^2) / (\text{mGy/mAs})$$

که در رابطه فوق mAs برابر با mAs تنظیمی برای هر بیمار؛ BSF برابر با مقادیر داده جدول پراکندگی پرتوها؛ FDD برابر با فاصله نقطه کانونی پرتوها تا آشکارساز؛ FSD برابر با فاصله نقطه کانونی پرتوها تا سطح بدن بیمار؛ FFD فاصله نقطه کانونی تا دریافت کننده تصویر؛ tp (Patient Thickness) ضخامت معادل عضو؛ ESE (Entrance Skin Exposure) برابر با میانگین قرائت‌های دوزیمتر می‌باشد (۸).

برای محاسبه ESD، میزان ESAK باید در مقدار ۱/۰۶ که همان نسبت ضریب جذب انرژی جرمی پوست به هوا می‌باشد ضرب گردد (با خطای ۱± درصد).

$$ESAK = ESD \left( \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{water}} / \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{air}} \right)$$

شایان ذکر است که برای تعیین DRL (Diagnostic Reference Level)، چارک سوم یا ۷۵ درصد مقدار فراوانی

استفاده شده در آزمایش‌های رادیوگرافی برای بیماران بزرگسال در هر اتاق رادیوگرافی و برای هر آزمون به صورت جداگانه جمع‌آوری گشت و داده‌های به دست آمده جهت استفاده در مرحله بعد آنالیز گردید.

سپس از پارامترهای پرتودهی به دست آمده برای اندازه‌گیری خروجی تیوپ اشعه ایکس از دوزیمتر RTI مدل Barracuda ساخت کشور سوئد که برای اندازه‌گیری کرمای هوا (Air Kerma) در محدوده انرژی ۴۰ تا ۱۵۰ kVp کالیبره شده است و قابلیت اندازه‌گیری پارامترهای kV، HVL، Dose Rate، Time، mAs، mA و kVp را دارد استفاده گردید؛ بدین صورت که آشکارساز دوزیمتر که از نوع نیمه‌هادی می‌باشد، پس از اتصال به الکترومتر بر روی یک ماده با سطح پراکندگی پایین (یک صفحه مقوایی پهن) در محور مرکزی بیم و در فاصله ۱۰۰ سانتی‌متر از نقطه کانونی پرتوهای ایکس قرار داده شد. سپس، اندازه میدان اشعه بر روی آشکارساز به صورت یک میدان ۱۵×۱۵ سانتی‌متر تنظیم شد تا تأثیر پرتوهای پراکنده بر روی آشکارساز تا حد امکان کمتر گردد. در این حالت mAs ثابت و ولتاژ تیوپ ۴۰، ۵۰، ۶۰، ۷۰، ۸۰، ۹۰، ۱۰۰ و ۱۱۰ قرار داده شد و میزان دوز توسط دوزیمتر ثبت گردید. این عمل برای هر تنظیم مشابه ۳ بار تکرار شد و میانگین قرائت‌های دوزیمتر به عنوان قرائت دوزیمتر (بر حسب کرمای هوا) در kVp و mAs مورد نظر به دست آمد. در ادامه، نمودار خروجی تیوپ بر mAs برای kVp مختلف ترسیم گردید.

کرمای هوای اتفاق افتاده برای هر بیمار تحت آزمایش‌های رادیوگرافی با توجه به میزان خروجی تیوپ اشعه ایکس که در مرحله بعد به دست آمد و همچنین مقدار mAs واقعی استفاده شده در این آزمایش‌های رادیوگرافی قابل محاسبه است. البته لازم به ذکر می‌باشد که میزان خروجی تیوپ اشعه ایکس در سطح ورودی بدن

دوز پوست محاسبه شده برای هر آزمون در نظر گرفته می شود (۹).

مراکز مربوطه برای حداقل ۸۰ بیمار بزرگسال تکمیل گردید. شایان ذکر است که تعداد کل بیماران مورد بررسی در این پژوهش ۲۱۳۵ نفر می باشد.

## نتایج

در این پژوهش ۱۵ اتاق رادیوگرافی در ۱۵ بیمارستان در سطح استان تهران برای مطالعه انتخاب گشت. اطلاعات مربوط به ۱۲ آزمون رایج رادیوگرافی دیجیتال انجام شده در هر اتاق رادیوگرافی با توجه به فرم های طراحی شده در یک دوره زمانی معین توسط پرتوکاران بخش های رادیولوژی

اطلاعات مربوط به پارامترهای تابش به دست آمده در ۱۵ اتاق رادیوگرافی برای ۱۲ آزمون انجام شده در جدول ۱ ارائه شده است. میانگین مقادیر دوز ورودی سطح پوست برای ۱۲ آزمون رایج انجام شده در ۱۵ اتاق رادیوگرافی دیجیتال در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۱: اطلاعات مربوط به پارامترهای تابش به دست آمده از ۱۵ اتاق رادیوگرافی دیجیتال برای ۱۲ آزمون انجام شده

نوع آزمون	میانگین کیلوولتاژ پیک	میانگین میلی آمپر ثانیه	فاصله تیوپ اشعه ایکس تا دکتور
جمعیه (روبهرو)	۶۷/۶	۲۶/۲	۹۰-۱۰۰
جمعیه (نیمرخ)	۶۵/۳	۲۵/۴	۹۰-۱۰۰
ستون فقرات گردنی (روبهرو)	۶۶/۷	۱۵/۱	۹۰-۱۰۰
ستون فقرات گردنی (نیمرخ)	۶۴/۵	۱۷/۸	۹۰-۱۲۰
قفسه سینه (روبهرو)	۷۲/۳	۱۴/۷	۱۲۰-۱۸۰
قفسه سینه (نیمرخ)	۸۱/۵	۲۸/۴	۱۲۰-۱۸۰
ستون فقرات پشتی (روبهرو)	۷۶/۵	۲۷/۸	۹۰-۱۰۰
ستون فقرات پشتی (نیمرخ)	۸۴/۹	۳۱/۴	۹۰-۱۱۰
ستون فقرات کمری (روبهرو)	۷۵/۸	۳۷/۶	۹۰-۱۱۰
ستون فقرات کمری (نیمرخ)	۸۶/۱	۵۱/۹	۹۰-۱۱۰
شکم (روبهرو)	۷۳/۵	۲۶/۲	۹۰-۱۱۰
لگن (روبهرو)	۷۰/۴	۲۵/۷	۹۰-۱۱۰

جدول ۲: میانگین مقادیر دوز ورودی سطح پوست برای ۱۲ آزمون رایج انجام شده در ۱۵ اتاق رادیوگرافی دیجیتال

شماره اتاق رادیوگرافی	جمعیه (روبهرو)	جمعیه (نیمرخ)	فقرات گردنی (روبهرو)	فقرات گردنی (نیمرخ)	فقرات گردنی (نیمرخ)	قفسه سینه (روبهرو)	قفسه سینه (نیمرخ)	فقرات پشتی (روبهرو)	فقرات پشتی (نیمرخ)	فقرات کمری (روبهرو)	فقرات کمری (نیمرخ)	شکم (روبهرو)	لگن (روبهرو)
۱	۱/۵۶	۱/۲۲	۱/۱۴	۱/۲۸	۰/۷۳	۱/۲۹	۰/۷۳	۲/۱۴	۲/۴۳	۲/۷۴	۴/۱۱	۱/۶۷	۲/۲۹
۲	۱/۳۴	۱/۱۸	۰/۶۶	۰/۸۷	۰/۶۳	۱/۲۵	۰/۶۳	۲/۲۲	۳/۱۲	۲/۶۱	۴/۲۵	۱/۷۷	۴/۳۳

ادامه جدول ۲.

۲/۸۸	۳/۸۴	۷/۸۹	۵/۴۴	۱/۷۸	۱/۶۸	۱/۱۲	۰/۸۳	۱/۰۴	۰/۸۸	۰/۶۵	۰/۸۶	۳
۳/۵۱	۴/۰۴	۱۰/۲	۷/۲	۴/۷۲	۳/۲۳	۱/۷۶	۱/۰۶	۲/۲	۱/۰۶	۱/۸۵	۲/۱۴	۴
۰/۴۸	۰/۶۱	۱/۶۶	۲/۶۸	۰/۸۴	۰/۶	۰/۴۸	۰/۲۵	۰/۲۷	۰/۱۸	۰/۵۴	۰/۶۹	۵
۲/۵۴	۱/۹۶	۴/۰۳	۳/۷۶	۱/۸۹	۱/۵۷	۱/۰۶	۰/۹۵	۱/۱۶	۰/۹۳	۱/۰۷	۱/۲۲	۶
۱/۸۶	۱/۵۸	۴/۸۷	۲/۶۶	۲/۹۸	۲/۴۳	۰/۹۸	۰/۶۷	۱/۳۱	۱/۱۸	۱/۵۷	۱/۷۸	۷
۱/۲۱	۱/۳۷	۳/۷۱	۲/۴۷	۲/۳۳	۱/۴۷	۱/۱۴	۰/۵۹	۰/۹۶	۰/۷۹	۰/۴۵	۰/۶۷	۸
۱/۱۳	۰/۴۸	۳/۳۷	۰/۸۵	۲/۴۵	۲/۲۸	۰/۲۳	۰/۲۳	۰/۱۹	۰/۱۳	۰/۲۳	۰/۳۲	۹
۱/۴۱	۲/۲۳	۴/۶۷	۲/۳۱	۱/۷۸	۱/۴۳	۰/۷۹	۱/۱	۰/۶۷	۱/۳۴	۱/۳۳	۱/۴۶	۱۰
۱/۰۸	۲/۵۴	۲/۵۵	۱/۸۸	۱/۳۹	۱/۶۶	۱/۴۳	۰/۴۶	۰/۸۷	۰/۹۵	۰/۸۶	۱/۱۲	۱۱
۱/۵۵	۱/۷۶	۴/۲۸	۱/۶۷	۲/۶۲	۰/۹۵	۰/۹۳	۰/۶۵	۰/۹۴	۰/۵۳	۱/۰۴	۱/۳۴	۱۲
۰/۸۹	۲/۱۲	۷/۷۸	۳/۸۸	۳/۳۸	۱/۷۵	۰/۸۶	۰/۵۲	۱/۵۴	۰/۶۹	۰/۹۶	۰/۸۹	۱۳
۲/۰۸	۱/۸۹	۳/۸۶	۲/۵۷	۲/۰۶	۱/۳۶	۱/۶۵	۰/۸۸	۰/۷۲	۰/۸۴	۱/۲۱	۱/۲۴	۱۴
۱/۱۱	۱/۶۷	۴/۰۹	۱/۴۵	۲/۳۷	۱/۰۴	۱/۰۸	۰/۷۱	۱/۲۳	۰/۴۹	۰/۷۵	۱/۳۷	۱۵

۱۲ آزمون رادیوگرافی دیجیتال انجام شده در جدول ۳ ارائه شده است.

مقادیر اندازه‌گیری شده مینی‌م، ماکزیم، نسبت ماکزیم به مینی‌م، چارک سوم دوز و انحراف معیار برای

جدول ۳: مقادیر مینی‌م، ماکزیم و چارک سوم دوز و انحراف معیار در ۱۲ آزمون رادیوگرافی انجام شده

نوع آزمون	مینی‌م	میانگین	ماکزیم	انحراف معیار	نسبت ماکزیم به مینی‌م	چارک سوم دوز (میلی‌گری)
جمجمه (روبه‌رو)	۰/۳۲	۰/۹۷	۲/۱۴	۰/۴۴	۶/۶۸	۱/۳
جمجمه (نیمرخ)	۰/۲۳	۰/۸۶	۱/۸۵	۰/۶۲	۸/۰۴	۱/۱۷
ستون فقرات گردنی (روبه‌رو)	۰/۱۳	۰/۵۹	۱/۳۴	۰/۵۲	۱۰/۳	۰/۷۷
ستون فقرات گردنی (نیمرخ)	۰/۱۹	۰/۶۶	۱/۶۷	۰/۶۲	۸/۷۸	۰/۸۵
قفسه سینه (روبه‌رو)	۰/۱۳	۰/۶	۱/۱	۰/۵۵	۸/۴۶	۰/۶۳
قفسه سینه (نیمرخ)	۰/۲۳	۰/۸۵	۱/۷۶	۰/۸۴	۷/۶۵	۱/۱۱
ستون فقرات پشتی (روبه‌رو)	۰/۶	۱/۴۴	۳/۲۳	۰/۵۹	۵/۳۸	۱/۷۳
ستون فقرات پشتی (نیمرخ)	۰/۸۴	۲	۴/۷۲	۰/۸۲	۵/۶۱	۲/۳۵
ستون فقرات کمری (روبه‌رو)	۰/۸۵	۲/۳۶	۷/۲	۱/۲۷	۸/۴۷	۲/۶۹
ستون فقرات کمری (نیمرخ)	۱/۶۶	۳/۶۲	۱۰/۲	۱/۷۸	۶/۱۴	۴/۲۲
شکم (روبه‌رو)	۰/۴۲	۱/۶۵	۴/۰۴	۰/۷۸	۹/۶۱	۲
لگن (روبه‌رو)	۰/۴۸	۱/۴۳	۴/۳۳	۰/۶۹	۹/۰۲	۱/۶۲

## بحث

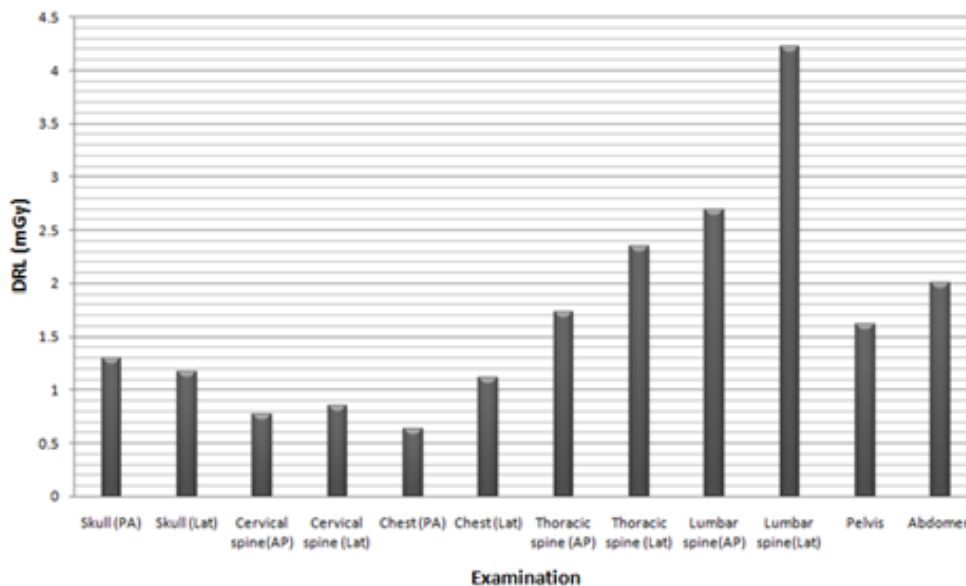
پرتودهی با پتانسیل تیوپ پایین و میلی آمپر ثانیه بالا احتمالاً باعث افزایش دوز شده است. تعیین نمودن یک دوز مرجع برای آزمون‌های اشعه ایکس می‌تواند در بهینه‌سازی آزمون‌ها و مقایسه تکنیک‌های انتخابی در مراکز مختلف و در نتیجه کاهش دوز بیماران با حفظ کیفیت تصاویر مؤثر باشد. بدیهی است که با انجام بررسی‌های گسترده‌تر در مورد پارامترهای تأثیرگذار بر دوز و همچنین با ورود دستگاه‌های پیشرفته‌تر می‌توان دوز بیماران را تا حد زیادی کاهش داد.

شکل ۱ به‌طور خلاصه نشان‌دهنده دوز مرجع تشخیصی (DRL) برای ۱۲ تکنیک رایج رادیوگرافی دیجیتال در استان تهران می‌باشد.

با توجه به اینکه تاکنون دوز مرجع ملی از معاینات تشخیصی رادیولوژی دیجیتال برای کشور ایران گزارش نشده است؛ بنابراین این پژوهش با مقادیر گزارش شده توسط European Union و کشور ترکیه مقایسه گردیده است.

در بررسی انجام‌شده که در ارتباط با ۱۲ تکنیک رایج رادیوگرافی دیجیتال در ۱۵ مرکز درمانی در بیمارستان‌های استان تهران انجام شد، از کمیت‌های ESD و ESAK جهت تعیین DRL استفاده گردید. قابل ذکر می‌باشد که نتایج به‌دست‌آمده از این پژوهش برای آزمون‌های رایج رادیوگرافی دیجیتال و همچنین مقادیر دوز ثبت‌شده مربوط به دستگاه‌هایی بوده است که تا سال ۱۳۹۵ مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

در این پژوهش تمامی دستگاه‌های مورد آزمایش، دیجیتال (DR) بودند و تقریباً بیشتر گرافی‌ها با استفاده از گرید انجام گرفت. مقدار دوز اندازه‌گیری شده در این بررسی برای تکنیک‌های مختلف نشان‌دهنده اختلاف وسیعی از دوز بیمار بود که طبق اطلاعات جدول ۳ این اختلاف با فاکتوری از ۵/۳۸ برای نمای ستون فقرات پشتی (روبه‌رو) تا ۱۰/۳ برای نمای ستون فقرات گردنی (روبه‌رو) متغیر بوده است. توضیح علل تفاوت زیاد دوز در بیمارستان‌های مختلف پیچیده بوده و به‌طور کلی



شکل ۱: نمودار سطوح دوز مرجع تشخیصی (DRL) در استان تهران برای ۱۲ تکنیک رایج رادیوگرافی دیجیتال

جدول ۴: مقایسه مقادیر DRL به دست آمده در این پژوهش با مقادیر گزارش شده توسط EU و کشور ترکیه

نوع آزمون	مطالعه حاضر		Diagnostic reference level in Turkey	Diagnostic reference level in European Union
	میانگین	چارک سوم	چارک سوم	چارک سوم
جمعیه (روبهرو)	۰/۹۷	۱/۳	۵	*
جمعیه (نیمرخ)	۰/۸۶	۱/۱۷	۳	*
ستون فقرات گردنی (روبهرو)	۰/۵۹	۰/۷۷	*	*
ستون فقرات گردنی (روبهرو)	۰/۶۶	۰/۸۵	*	*
قفسه سینه (روبهرو)	۰/۶	۰/۶۳	۰/۳	۰/۳۴۶
قفسه سینه (نیمرخ)	۰/۸۵	۱/۱۱	۱/۵	*
ستون فقرات پشتی (روبهرو)	۱/۴۴	۱/۷۳	*	*
ستون فقرات پشتی (روبهرو)	۲	۲/۳۵	*	*
ستون فقرات کمری (روبهرو)	۲/۳۶	۲/۶۹	۱۰	*
ستون فقرات کمری (روبهرو)	۳/۶۲	۴/۲۲	۳۰	*
شکم (روبهرو)	۱/۶۵	۲	۱۰	۱/۹۸
لگن (روبهرو)	۱/۴۳	۱/۶۲	۱۰	*

متوسط بین ۹۰ تا ۱۸۰ سانتی متر متغیر می باشد.

### نتیجه گیری

بر اساس مطالعات انجام شده، تغییرات DRL متأثر از فاکتورهایی است که بر میزان پرتوگیری بیماران تأثیر دارند. همزمان با کاهش دوز بیماران، ایجاد تصاویر با کیفیت مناسب و اجتناب از تکرار پرتونگاری در رادیولوژی از اهمیت بالایی برخوردار است. با نگاه کلی به نتایج به دست آمده برای مراکز درمانی مورد بررسی در این پژوهش می توان نتیجه گرفت که تفاوت دوز بین مراکز مختلف ناشی از به کار بردن شرایط و روش های رادیوگرافی مختلف می باشد؛ بنابراین با توجه به اهمیتی که شرایط تابش بر دوز دریافتی بیمار و کیفیت فیلم دارد می توان این شرایط را به گونه ای انتخاب کرد که تا حد امکان ضمن حفظ کیفیت تصویر، دوز دریافتی بیمار کاهش یابد.

علاوه بر این تجربه ناشی از مطالعات نشان می دهد که پیاده سازی برنامه تضمین کیفیت (QA) با تکیه بر کیفیت

در جدول ۴ نتایج این پژوهش با یافته های دو مطالعه مشابه گزارش شده برای مقایسه ارائه شده اند. همچنین مقدار چارک سوم دوز در این پژوهش با مقادیر گزارش شده برای آزمون های مشابه نشان داده شده است. با توجه به جدول ۴ در رادیوگرافی قفسه سینه در هر دو نمای روبه رو و نیمرخ، دوز پوست در این پژوهش از نتایج European Union و نیز نتایج گزارش شده توسط کشور ترکیه بیشتر است که احتمالاً می تواند به دلیل بیشتر بودن مقدار میلی آمپر ثانیه استفاده شده در مراکز درمانی مورد بررسی در این پژوهش نسبت به موارد مشابه باشد. علت دیگر این افزایش، رعایت نکردن FFD مناسب برای انجام رادیوگرافی قفسه سینه در هر دو نما است.

از سوی دیگر تفاوت معناداری در وزن و شاخص توده ای بدن بیماران مراجعه کننده به اتاق های مختلف به دست نیامد که این امر ناشی از انتخاب بیمارانی می باشد که همگی بالغ بوده و میانگین وزن آنها بین ۶۰ تا ۸۰ کیلوگرم بوده است. در مورد فاصله کانون تا دکتور نیز این مقادیر در مراکز مختلف، متفاوت بوده و به طور



بهشتی تهران صورت گرفت.

### ملاحظات اخلاقی

هیچ‌گونه مشکل قابل ملاحظه‌ای در مورد اختلال عملکرد ابزارهای کنترل کیفیت ژنراتورهای اشعه ایکس ارائه نشده است؛ با این حال، در صورتی که این ابزار به صورت متناسب با پارامتر یا نوع تجهیزات مورد پایش انتخاب نشود، ممکن است نتیجه مطلوبی حاصل نگردد. برخی ابزارهای کنترل کیفیت، به منظور ارزیابی عملکرد، سرویس‌دهی و کارهای تحقیقاتی طراحی شده‌اند؛ در حالی که سایر موارد، بیشتر برای کاربردهای کنترل کیفیت مناسب می‌باشند.

### تضاد منافع

در مطالعه حاضر تضاد منافی وجود ندارد.

### تشکر و قدردانی

این مطالعه بخشی از پایان‌نامه کارشناسی ارشد مصوب دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران می‌باشد که نویسندگان از حمایت‌های این دانشگاه تشکر می‌نمایند.

دکتور و بازرسی سایر ابزارهای رادیوگرافیک می‌تواند قدمی منطقی در کاهش دوز بیماران باشد؛ اما متأسفانه این امر در مراکز تصویربرداری هنوز به طور کامل غالب نشده است. برای کاهش دوز دریافتی می‌توان روش‌های مختلفی را به کار گرفت که این روش‌ها می‌توانند به میزان آگاهی و تجربه پرتوکاران بستگی داشته باشد (۷).

نتایج حاصل از تخمین دوز مؤثر تأکید می‌کند که دوز ناشی از رادیولوژی مرسوم، کمتر از روش‌های CT و رادیولوژی مداخله‌ای می‌باشد. این یافته‌ها حاکی از آن هستند که الزامات عمومی جهت تصویربرداری با کیفیت برتر نباید به بازرسی تجهیزات محدود شود؛ بلکه باید به عملکرد صحیح کارکنان رادیولوژی نیز توجه کرد.

علاوه بر این مشاهده شده است که مقدار عددی DRL به تجهیزات کلینیکی بخش‌های رادیولوژی گره خورده می‌باشد. انتخاب یک تکنیک ممکن است برای یک حالت تکنیکی و تجهیزات دیگر کاربرد نداشته باشد. با این وجود دوز بیماران در کشورهای توسعه‌نیافته، بیشتر از دوز بیماران در کشورهای توسعه‌یافته نیست؛ بلکه در مواردی کمتر نیز می‌باشد.

### حمایت مالی

این مطالعه با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی شهید

### References

- Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiol.* 2014; 81(965):362-7.
- National Radiological Protection Board (NRPB). Living with radiation. London, UK: Stationary Office Publication Center. Available at: URL: <https://www.gov.uk/government/collections/national-radiological-protection-board-nrpb-report-series>; 1992.
- Farzaneh MJ, Shandiz MS, Vardian M, Deevband MR, Kardan MR. Evaluation of image quality and patient dose in conventional radiography examinations in radiology centers in Sistan and Baluchestan, Iran and comparing with that of international guidelines levels. *Indian J Sci Technol.* 2011; 4(11):1429-33.
- Carmichael JH. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. London: Office for Official Publications of the European Communities; 1996.
- The Community Research and Development Information Service. Radiological protection and safety in medicine. London: ICRP Publication; 1996.
- Edmonds KD. Diagnostic reference levels as a quality assurance tool. *Radiographer.* 2009; 56(3):32-7.
- Protection R. 109: Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures. Luxembourg: European Communities; 1999.
- Institute of Physical Sciences in Medicine (IPSM). CoR. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. London: IPSM; 1992.
- Rehani M, Kaul R, Kumar P, Berry M. Does bridging the gap between knowledge and practice help? Example of patient dose reduction in radiology. *J Med Phys.* 1995; 20(2):18-22.



Original Article

# Diagnostic Reference Level Dose in Routine Digital Radiology Examination in Tehran

Behzad Mohsenzadeh<sup>1</sup>, Mohammad Reza Deevband<sup>2</sup>, Elham Naseri Niya<sup>3</sup>

<sup>1</sup> MSc Medical Physics, Department of Medical Physics and Biomedical Engineering Shahid Beheshti University of Medical Sciences Faculty of Medicine Tehran, Iran

<sup>2</sup> Ph.D Biophysics, Department of Medical Physics and Biomedical Engineering Shahid Beheshti University of Medical Sciences Faculty of Medicine Tehran, Iran

<sup>3</sup> MSc Solid State Physics, Department of Physics, Faculty of Physics and Chemistry, Alzahra University, Tehran, Iran

**Received:** 28 Jan 2017 **Accepted:** 13 Mar 2017

## Abstract

**Introduction:** According to technology development and promoting cultural and scientific development in country and digital radiology equipment, we are seeing replacing those with analog devices, therefore considering that no research has been done in this area we require to prepare DLR for digital radiology. The main purpose of this study was to investigate patient dose in common X-ray examination and to establish DRLs in digital radiography in Tehran.

**Materials and Methods:** The study was performed on 2135 patients in 2014-2015 years. Diagnostic reference dose level (DRL) has been studied on adult in 15 digital radiology centers in routine digital radiography examinations in Iran. The dosimetry protocol in this study was indirect method to measure Entrance Surface Air Kerma (ESAK). Finally, the third quarter determined diagnostic reference level.

**Results:** Based on the results of this study, national diagnostic reference levels were established: 1.3 mGy for Skull(PA), 1.17 mGy for Skull (Lat), 0.77 mGy for Cervical spine(AP), 0.85 mGy for Cervical spine(Lat), 0.63mGy for chest(PA), 1.11 mGy for chest (Lat), 2 mGy for abdomen, 2.69 mGy for lumbar spine ( AP), 4.22 mGy for lumbar spine( Lat), 1.73mGy for thoracic spine (AP) and 2.35 mGy for thoracic spine (Lat ).

**Conclusion:** This article has determined wide variations in radiation dose of x-ray examinations among hospitals in Iran.

**Keywords:** Dose reference level, Dosimetry in diagnostic radiology, Effective dose, Patient dose