

## بررسی رادیوگرافی قفسه سینه در ایران و پیشنهاد دوز مرجع ملی برای آن

محمد تقی بحرینی طوسی<sup>۱</sup>، محسن اسدی نژاد<sup>۲\*</sup>

۱- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، پژوهشکده بوعلی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد  
۲- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد و مربی گروه یوشیمی - فیزیک پزشکی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی گیلان

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۹/۲۸

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۸/۸

### چکیده

**مقدمه:** آزمونهای رادیوگرافی تشخیصی از بیماران، بیشترین سهم را در استفاده از پرتوهای یونساز در پزشکی به خود اختصاص داده اند. پژوهش بر روی روشهای کاهش دوز در رادیولوژی تشخیصی، همیشه از اهداف اولیه تحقیقات حفاظت پرتوی بوده است. رادیوگرافی از قفسه سینه یکی از فراوانترین آزمونهای تصویربرداری با پرتوهای ایکس است. هر چند دوز بیماران در این رادیوگرافی نسبتاً پایین است اما بعلاوه تعداد زیادی از مردم، این آزمون را انجام می دهند سهم آن در دوز مؤثر جمععی، قابل توجه است.

**مواد و روشها:** این مطالعه بر روی ۳۰۶ بیمار بالغ که از آنها توسط ۲۰ دستگاه اشعه ایکس، رادیوگرافی قفسه سینه به عمل آمده انجام شد. این دستگاهها در ۱۶ بیمارستان عمومی و در ۱۴ شهر کشور قرار داشتند. انتخاب دستگاهها بطور تصادفی انجام شد. آزمونهای کنترل کیفی زیر نیز روی این دستگاهها انجام شد: ۱- صحت kVp تنظیمی ۲- صحت زمان پرتودهی ۳- بررسی خطی بودن پرتودهی با میلی آمپر ثانیه ۴- بررسی تکرارپذیری پرتودهی ۵- تعیین لایه نیم جذب پرتوهای خروجی از تیوب. دوز ورودی به پوست بیماران با استفاده از دوزیمترهای ترمولومینسانس از نوع TLD-100 اندازه گیری شد.

**نتایج:** نتایج انجام آزمونهای کنترل کیفی، مشخصات بیماران، شرایط پرتودهی و دوز بیماران بصورت ۹ نمودار و ۴ جدول ارائه شده است. نتایج انجام این مطالعه نشان داد که میانگین دوز بیماران در بیمارستانهای مختلف با یکدیگر تفاوت زیادی دارد به طوریکه نسبت دوز بیشینه به دوز کمینه بیش از ۵۲ برابر است.

**بحث و نتیجه گیری:** توضیح علل تفاوت زیاد دوز در بیمارستانهای مختلف، پیچیده است ولی بطور کلی پرتودهی با پتانسیل تیوب پایین و میلی آمپر ثانیه بالا و پایین بودن فیلتراسیون تیوب در اتاقهایی که دوز بیماران در آنها بالاتر است کاملاً مشهود است. همچنین با توجه به اینکه چارک سوم دوز پوست به عنوان "دوز مرجع ملی" شناخته می شود از نتایج انجام این طرح، پیشنهاد مقدار ۰/۴۴ میلی گری برای دوز مرجع ملی رادیوگرافی قفسه سینه در نمای خلفی - قدامی و در ایران است. این مطالعه همچنین لزوم انجام منظم آزمونهای کنترل کیفی را مشخص می کند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۹، زمستان ۸۴: ۲۲-۱۱)

**واژگان کلیدی:** دوز مرجع ملی، رادیوگرافی قفسه سینه، ایران

### ۱- مقدمه

رادیولوژی تشخیصی، همیشه از اهداف اولیه تحقیقات حفاظت پرتوی بوده است. گروه حفاظت پرتوی ملی انگلستان<sup>۱</sup>، ۲۸ روش برای کاهش دوز بیماران در آزمونهای

آزمونهای رادیوگرافی تشخیصی از بیماران، بیشترین سهم را در استفاده از پرتوهای یونساز در پزشکی به خود اختصاص داده اند [۱-۳]. پژوهش بر روی روشهای کاهش دوز در

1-National Radiological Protection Board (NRPB)

\* نویسنده مسؤل: محسن اسدی نژاد

آدرس: گروه بیوشیمی - فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی گیلان.  
asadinejad\_m@yahoo.com

تلفن: ۶۶۹۰۰۹۹ - ۹۸ (۰۱۳۱)

مختلف رادیولوژی، پیشنهاد داده است که برخی از آنها از جمله استفاده از ترکیب فیلم- صفحه با بالاترین سرعت، بهینه سازی شرایط پرتودهی، استفاده از سیستمهای تصویربرداری رقمی و اصلاح روش اجرای تکنیکها، در رادیوگرافی از قفسه سینه قابل بکارگیری است [۴].

رادیوگرافی از قفسه سینه یکی از فراوانترین آزمونهای تصویربرداری با پرتوهای ایکس است به طوریکه در استرالیا و هلند ۲۰٪، آلمان ۲۱٪، سوئیس ۲۸٪، کانادا، ترکیه، انگلستان و امارات عربی متحده ۲۹٪، کویت ۳۶٪، ژاپن ۴۲٪، قطر ۵۱٪ و مالزی ۶۳٪ از کل آزمونهای تصویربرداری با پرتوهای ایکس (شامل رادیوگرافیهای ساده و با ماده کنتراست زا، ماموگرافی، آنژیوگرافی و سی تی اسکن) را شامل می شود [۲]. هر چند دوز بیماران در رادیوگرافی از قفسه سینه نسبتاً پایین است اما بعلاوه اینکه تعداد زیادی از مردم، این آزمون را انجام می دهند سهم رادیوگرافی قفسه سینه در دوز مؤثر تجمعی، قابل توجه است. مطالعات انجام شده در کشورهای مختلف نشان داده است که دوز بیماران در مراکز مختلف هر کشور، می تواند بسیار متفاوت باشد. بررسی دقیق و همه جانبه عوامل مؤثر در این مسئله می تواند این تفاوت را توضیح دهد.

در رادیوگرافی از قفسه سینه، دو تکنیک استفاده از کیلوولت بالا و پایین معمول است. کمیسیون جامعه اروپا<sup>۱</sup> استفاده از کیلوولت ۱۵۰-۱۰۰ و گرید همراه با کنترل خودکار پرتودهی را توصیه نموده است [۵-۶]. استفاده از کیلوولت بالا در آمریکا و بسیاری از کشورهای اتحادیه اروپا معمول است. با توجه به اینکه تفسیر نهایی رادیوگرافیها بر عهده رادیولوژیستهاست، در بین این متخصصان بحث در مورد استفاده از هر کدام از این دو تکنیک ادامه دارد. هر دو تکنیک مزایا و معایبی دارند. در تکنیک کیلوولت پایین، تصویر با کنتراست بالا با سایه های بافت نرم و کلسیفیکاسیون بسیار واضحتر از تکنیک با کیلوولت بالا دیده

می شود. از طرف دیگر تصاویر تهیه شده در تکنیک کیلوولت بالا می تواند نواحی پنهان ساختارهای همپوشانی شده ریه را بعلاوه قدرت نفوذ بالاتر پرتوها، بهتر نمایان کند [۷]. استفاده از تکنیک کیلوولت بالا منجر به تولید پرتوهای ایکس با قدرت نفوذ بیشتر می شود در نتیجه تعداد بیشتری از فوتونها به فیلم می رسند و دانسیته فیلم افزایش می یابد که برای جبران آن باید از میلی آمپرثانیه پایین تر استفاده کرد که مزیت کاهش دوز بیمار را به همراه دارد اما دوز بافتهای حساس خارج و دور از میدان پرتوها، بعلاوه تولید پرتوهای پراکنده با انرژی بیشتر ممکن است افزایش یابد. همچنین در این تکنیک تعداد فوتونهای پراکنده به سمت جلو (یا به سمت فیلم) افزایش می یابد که می تواند منجر به کاهش کیفیت تصویر گردد. برای جبران این مسئله، استفاده از گرید توصیه می گردد که این امر به نوبه خود، به علت کاهش تعداد پرتوهای اولیه عبوری، مستلزم استفاده از میلی آمپرثانیه بیشتر است و در نتیجه دوز بیمار افزایش می یابد. در حال حاضر در بین رادیولوژیستها هر دو تکنیک مورد قبول است. توصیه کمیسیون بین المللی حفاظت پرتوی<sup>۲</sup> انتخاب مناسب شرایط پرتودهی است به طوریکه اصل بهینه سازی در حفاظت پرتوی بیماران رعایت گردد [۸-۹].

هدف از انجام این تحقیق، بررسی همه جانبه رادیوگرافی قفسه سینه در نمای خلفی- قدامی و در سطح کشور است. تهیه اطلاعات آماری در جهت برآورد میزان انجام این آزمون در ایران، کنترل کیفی دستگاههای پرتوگاری در جهت گزارش صحیح شرایط پرتودهی و تاثیر احتمالی نحوه عملکرد دستگاهها بر دوز بیماران، ثبت مشخصات بیماران و شرایط پرتودهی و تعیین دوز سطح ورودی پوست<sup>۳</sup> در مرکز میدان از جمله فعالیتهای انجام شده است.

2-International Commission on Radiation Protection (ICRP)

3-Entrance Surface Dose (ESD)

1- The Commission of the European Communities

اطلاعات مراکز تحت پوشش سازمان تامین اجتماعی مربوط به سالهای ۱۳۸۳ و ۱۳۸۴ نیز از سازمان مذکور دریافت گردید.

## ۲-۲-۲- آزمونهای کنترل کیفی

آزمونهای کنترل کیفی به شرح زیر روی دستگاههای انتخابی انجام شد: ۱- صحت kVp تنظیمی ۲- صحت زمان پرتودهی ۳- بررسی خطی بودن پرتودهی با میلی آمپرتائیه ۴- بررسی تکرار پذیری پرتودهی ۵- تعیین لایه نیم جذب پرتوهای خروجی از تیوب. این آزمونها به کمک یک دستگاه مالت-ا-میترا<sup>۲</sup> مدل ۳۰۳ ساخت کارخانه آنفورس<sup>۳</sup> سوئد انجام شد که قادر است پرتوهای ایکس تشخیصی را با آشکارساز سیلیکونی خود ثبت نماید. حداکثر خطای اندازه گیری این دستگاه برای تعیین پتانسیل تیوب، دوز و آهنگ دوز برابر ۲٪ و برای تعیین زمان پرتودهی ۰/۵٪ می باشد. کلیه آزمونهای کنترل کیفی مطابق استاندارد مندرج در کتاب "مدیریت کیفیت در علوم تصویربرداری"<sup>[۱۰]</sup> انجام شده است.

## ۲-۲-۱- صحت kVp تنظیمی

ولتاژ تیوب اشعه ایکس اثر مهمی برکنتراست و دانسیته تصویر و دوز بیمار دارد. بنابراین مقادیر یکسان پتانسیل تیوب روی کنترل دستگاه، بایستی پرتوهای ایکس با انرژی مشابه تولید کند. جهت ارزیابی صحت پتانسیل تیوب تنظیمی، در دو میلی آمپر ۱۰۰ و ۳۰۰ (یا ۳۲۰) اختلاف بین پتانسیل تیوب تنظیمی و مقدار اندازه گیری شده آن در پتانسیل های ۶۰، ۷۰، ۸۰، ۹۰ و ۱۰۰ تعیین شد. وجود حداکثر ۵٪ اختلاف بین مقادیر تنظیمی و اندازه گیری شده پتانسیل تیوب قابل قبول است.

## ۲-۲-۲- صحت زمان پرتودهی

زمان پرتودهی مستقیماً بر کمیت پرتوهای خروجی از تیوب اشعه ایکس تاثیر می گذارد. بنابراین یک زمان سنج پرتودهی

## ۲- مواد و روشها

این تحقیق در ۲۰ اتاق رادیوگرافی در ۱۶ بیمارستان عمومی واقع در ۱۴ شهر کشور که بصورت تصادفی انتخاب شده و اسامی آنها در پایان مقاله آمده، انجام شده است.

## ۲-۱- برآوردهای آماری

برآورد تعداد انجام رادیوگرافی قفسه سینه در سطح کشور، به کمک قسمتی از اطلاعات جمع آوری شده طی یک طرح تحقیقاتی جامع کشوری انجام گردید. در این طرح جامع طی دو مرحله، اطلاعات بسیار مشروح گردآوری شد. در مرحله اول که در سال ۱۳۸۳ انجام گرفت، پرسشنامه هایی برای تمامی دانشگاههای علوم پزشکی کشور ارسال گردید تا اطلاعات مربوط به سال ۱۳۸۲ گردآوری شود. دانشگاههای علوم پزشکی در قالب نظام نوین آماری وزارت بهداشت، درمان و آموزش پزشکی موظف به گردآوری اطلاعات آماری مفصلی از سیستم بهداشت و درمان کشور هستند که این امر توسط فرمهای استاندارد که این وزارتخانه در اختیار دانشگاهها قرار می دهد و دانشگاهها نیز آنها را بین کلیه مراکز بهداشتی و درمانی زیرمجموعه خود توزیع و پس از تکمیل، جمع آوری می کنند انجام می شود. این اطلاعات در هر دانشگاه مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته و چکیده ای از آن به وزارت بهداشت، درمان و آموزش پزشکی ارسال می گردد. با توجه به اینکه چکیده مذکور فاقد تمام اطلاعات لازم مورد نیاز در طرح بود اطلاعات تفصیلی از دانشگاههای سراسر کشور درخواست گردید. همچنین با همکاری بخش شاخصهای آماری معاونت درمان سازمان تامین اجتماعی، اطلاعات مراکز تحت پوشش این سازمان در سطح کشور مربوط به سال ۱۳۸۲ نیز گردآوری گردید. اطلاعات گردآوری شده ابتدا از نظر صحت مورد ارزیابی قرار گرفت و اطلاعات ناقص، غلط و مشکوک حذف گردید. در مرحله دوم که در سال ۱۳۸۴ انجام شد، اطلاعات مفصل تری از ۳۱ بیمارستان عمومی کشور که بصورت تصادفی انتخاب شده بودند جمع آوری گردید. همچنین مجدداً

1-Half Value Layer (HVL)  
2-Mult-O-Meter  
3-UNFORS

## ۲-۲-۴- بررسی تکرار پذیری پرتودهی

تکرار پذیری پرتودهی به معنای تولید مقادیر یکسان از پرتوها در یک مولد اشعه ایکس در شرایط تابش ثابت است به عنوان مثال اگر در شرایط ۸۰ کیلو ولت پیک، ۵۰۰ میلی آمپر و ۰/۰۲ ثانیه مقدار پرتوهای خروجی از یک تیوب ۱۰۰ میلی رونتگن باشد در صورت تکرار پرتودهی با همین شرایط باید خروجی دستگاه عیناً برابر مقدار قبلی باشد. در آزمون تکرار پذیری پرتودهی، مقدار پرتوهای خروجی از تیوب هر دستگاه با ۵ بار تابش با شرایط ۸۰ کیلو ولت پیک، ۱۰۰ میلی آمپر و ۱۰۰ میلی ثانیه ثبت گردید. واریانس تکرار پذیری از فرمول ۲ بدست می آید که باید کمتر از ۰/۰۵ باشد.

$$\frac{mR_{max} - mR_{min}}{mR_{max} + mR_{min}} \quad (2)$$

## ۲-۲-۵- تعیین لایه نیم جذب پرتوهای خروجی از تیوب

جهت حذف فوتونهای کم انرژی که تاثیری در تشکیل تصویر ندارند اما می توانند دوز پوست و بافتهای سطحی بیماران را افزایش دهند، استفاده از فیلترمناسب ضروری است. اگر چنین فوتونهایی بخوبی حذف نشوند دوز بیماران می تواند تا ۹۰٪ افزایش یابد [۱۰]. بهترین آزمون جهت ارزیابی فیلترمناسب، اندازه گیری لایه نیم جذب پرتوهای خروجی از تیوب است. لایه نیم جذب بستگی به kVp، فیلتراسیون کل تیوب و نوع مولد اشعه ایکس دارد و برای تعیین آن از ورقه های آلومینیومی با خلوص ۹۹٪ و ضخامتهای ۱ میلی متر استفاده می شود. لایه نیم جذب اول برای دستگاههای سه فاز و در ۸۰ کیلو ولت پیک، حداقل باید برابر ۲/۳ میلی متر آلومینیم باشد. تمام دستگاههای مورد بررسی، سه فاز بودند و ضخامت لایه نیم جذب اول آنها در ۸۰ کیلو ولت پیک تعیین شد.

## ۲-۳- تعیین دوز سطح ورودی پوست

به منظور تعیین دوز ورودی سطح پوست بیمارانی که برای انجام رادیوگرافی قفسه سینه به بیمارستانهای مورد بررسی مراجعه

دقیق برای ایجاد تصاویر مناسب و اجتناب از تکرار پرتونگاری و افزایش دوز بیمار بسیار حیاتی است. جهت بررسی صحت زمان پرتودهی، در شرایط ثابت ۱۰۰ میلی آمپر و ۶۰ کیلو ولت پیک، پرتودهی در زمانهای تنظیمی ۶ تا ۱۰، ۲۰، ۸۰، ۱۰۰ و ۲۰۰ میلی ثانیه انجام و زمان واقعی تابش اندازه گیری شد. در این آزمون وجود ۵٪ اختلاف بین زمان پرتودهی تنظیم شده و مقدار اندازه گیری شده آن برای زمانهای تابش بیشتر از ۱۰ میلی ثانیه و ۲۰٪ برای زمانهای تابش کمتر از ۱۰ میلی ثانیه قابل قبول است.

## ۲-۲-۳- بررسی خطی بودن پرتودهی با میلی آمپرثانیه

انتخابگر میلی آمپر در مولد اشعه ایکس جهت تنظیم دمای فیلامان کاتد بکار می رود که همراه با زمان تابش، نهایتاً کمیت پرتوهای ایکس خروجی از تیوب را تعیین می کند. بنابراین صحت میلی آمپر انتخاب شده به همان میزان اهمیت دارد که صحت زمان تابش دهی. یکی از روشهای بررسی صحت میلی آمپر، تعیین میزان خطی بودن پرتودهی با میلی آمپرثانیه است. خطی بودن به این معنی است که افزایش میلی آمپرثانیه باید متناسب با افزایش کمیت پرتوها باشد. به عبارت دیگر اگر با شرایط ثابت و در ۱۰ میلی آمپر ثانیه، ۵۰ میلی رنتگن پرتو از تیوب یک دستگاه خارج گردد، در ۲۰ میلی آمپر ثانیه در همان دستگاه، مقدار خروجی تیوب بایستی ۱۰۰ میلی رنتگن گردد. این آزمون در شرایط ثابت پتانسیل تیوب برابر با ۷۰، زمان تابش برابر با ۱۰۰ میلی ثانیه و میلی آمپرهای ۵۰، ۱۰۰، ۲۰۰ و ۴۰۰ انجام گردید. مقدار واریانس خطی بودن پرتودهی از فرمول ۱ بدست می آید که باید کمتر از ۰/۱ باشد.

$$\frac{mR / mAs_{max} - mR / mAs_{min}}{2 \times mR / mAs_{average}} \quad (1)$$

همچنين فاصله زماني بين پرتوگيري و قرائت دوزيمترها، دو سري آزمايش انجام شد و تاثير فواصل زماني مختلف تا ۲۱ روز، از نظر تاثير در ميزان قرائت دوزيمترهايي که مورد تابش يکسان اشعه ايکس قرار گرفته بودند بررسي گرديد. در هر دو آزمايش، تاثير معني داري در قرائت دوزيمترها مشاهده نشد.

براي هر بيمار و دستگاه اشعه ايکس، جنس، سن، وزن، قد و انديس جرمي بدن<sup>۴</sup> بيماران، شرايط تابش (پتانسيل تيوب، ميلي امپر، مدت تابش، فاصله کانون تا فيلم، ابعاد ميدان و استفاده يا عدم استفاده از گرید) ثبت گرديد. در اين تحقيق تنها بيماران بالغ و راديوگرافيهايي که تصوير قابل قبولي از نظر دانسيته و کنتراست داشتند، بررسي گرديدند.

### ۳- نتايج

#### ۳-۱- برآوردهاي آماری

اطلاعات آماری گردآوری شده نشان داد که در سال ۱۳۸۲، حدود ۱۲،۹۶۳،۰۰۰ بيمار جهت انجام حدود ۱۸،۸۶۷،۰۰۰ آزمون راديوگرافي به مراکز راديولوژی سراسر کشور مراجعه کرده اند. ۵۲/۹٪ آزمونها در مراکز دانشگاهي، ۲۵/۱٪ در مراکز خصوصي، ۱۶/۰٪ در مراکز تامين اجتماعي، ۲/۲٪ در مراکز خيري و ۳/۸٪ در ساير مراکز وابسته به نهادهاي مختلف انجام گرفته است. بر اساس اطلاعات سال ۱۳۸۴ در بين انواع آزمونهاي راديوگرافي ساده، راديوگرافي از اندامها با ۳۵/۴٪ و راديوگرافي قفسه سينه با ۲۹/۹٪ بيشتري سهم را به خود اختصاص داده اند. در اين سال، حدود ۱۳،۶۶۶،۰۰۰ بيمار جهت انجام حدود ۲۰،۵۷۱،۰۰۰ آزمون راديوگرافي به مراکز راديولوژی سراسر کشور مراجعه کرده اند به عبارت ديگر بيشتري از ۶ ميليون راديوگرافي قفسه سينه در سال ۱۳۸۴ در ايران انجام شده است.

کرده بودند از دوزيمترهاي ترمولومينسانس از نوع TLD-100 استفاده شد. کالبراسيون TLDها بر اساس روش کالبراسيون مندرج در پروتکل NRPB [۳] با پرتوهاي ايکس تشخيصي ۸۰ کيلو ولت پیک و فیلتراسيون کل ۳/۰ ميلي متر آلومينيوم و به کمک یک دستگاه اطاقک يونيزاسيون کالبره از نوع "Radical 10X5-6" مخصوص پرتوهاي ايکس تشخيصي متصل به "Radiation Monitor Controller Model 9015" انجام گرديد. عدم قطعيت کل (تصادفي و غير تصادفي) پاسخ TLDها با سطح اطمينان ۹۵٪، کمتر از ۲۰٪ برآورد گرديد. با توجه به مقادير پايين دوز در راديوگرافي از قفسه سينه و به منظور کاهش حداقل دوز قابل اندازه گيري و افزايش حساسيت TLDها، ابتدا تراشه ها به مدت يکساعت و در دمای ۴۰۰ درجه سانتی گراد در یک کوره حرارتي قرار داده شدند تا باقيمانده پرتوگيريهاي قبلي حذف شود، سپس طی حدود ۳۰ دقيقه تا دمای محيط آنها را خنک کرده و در مرحله آخر به مدت ۱۸ ساعت در دمای ۷۵ درجه سانتیگراد قرار داده شدند. اين پروتکل باعث می شود حداقل دوز قابل آشکارسازي TLDها به ۸۰ میکروگري کاهش يابد [۱۱]. در هر راديوگرافي، یک عدد TLD در وسط ميدان پرتوها و روی پوست بيمار قرار داده شد. اين دوزيمترها سپس در دستگاه قرائت گر<sup>۱</sup> "Harshaw 3500" خوانده شدند. قرائت TLDها طی سه مرحله انجام گرديد. مرحله اول پيش حرارت<sup>۲</sup> در دمای ۱۴۰ درجه سانتیگراد و به مدت ۲۰ ثانيه، مرحله دوم قرائت<sup>۳</sup> با ايجاد دمای ۲۵۰ درجه سانتیگراد با آهنگ ۲۵ درجه سانتی گراد در ثانيه به مدت ۲۰ ثانيه و مرحله سوم پاک کردن در دمای ۴۰۰ درجه سانتیگراد به مدت ۲۰ ثانيه [۱۱].

با توجه به بعد مسافت شهرهاي کشور و در جهت بررسي تاثير احتمالي فاصله زماني بين پاک کردن و پرتوگيري دوزيمترها و

1- TLD - Reader  
2- Preheat  
3- Reading

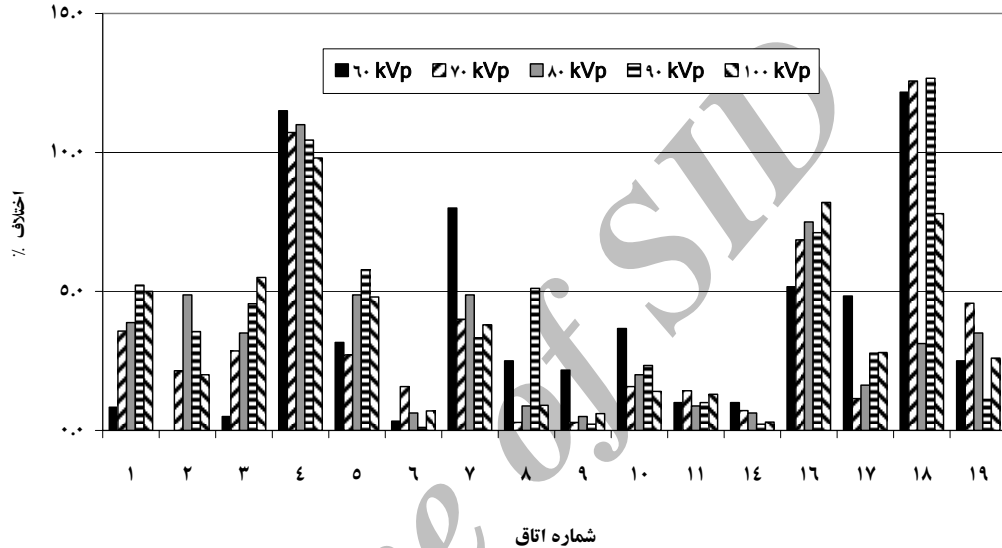
4- Body Mass Index (BMI)

### ۲-۳- آزمونهای کنترل کیفی

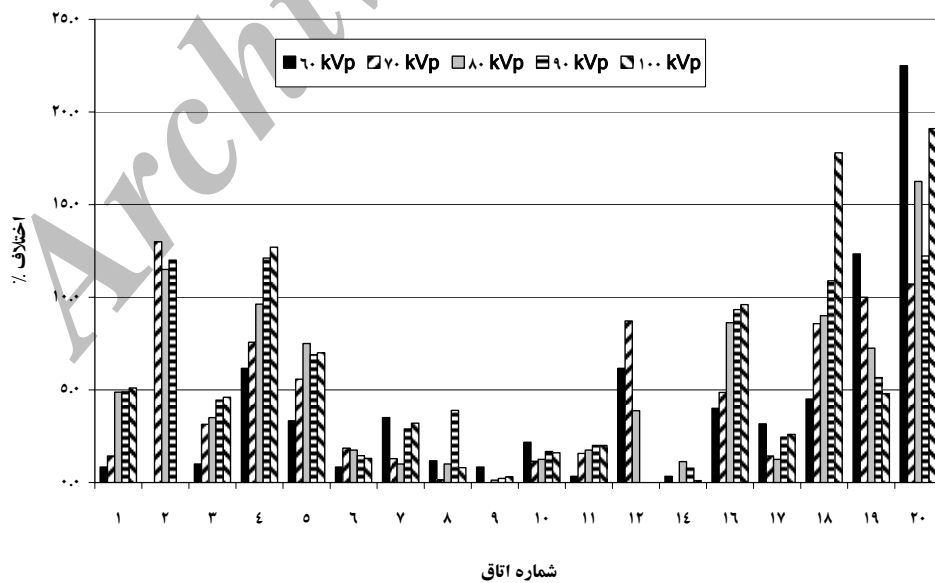
#### ۱-۲-۳- صحت kVp تنظیمی

و مقدار اندازه گیری شده آن دارند. در این بین، دستگاههای نصب شده در اتاقهای شماره ۱۶، ۱۸ و ۱۹ که در هر دو میلی آمپر این تفاوت را نشان می دهند نیازمند توجه ویژه هستند. همچنین در این آزمون، بهترین نتایج را دستگاههای اتاقهای ۱۰، ۹، ۶، ۱۱، ۱۰، ۹، ۶ و ۱۴ کسب نمودند (نمودارهای او ۲).

ارزیابی صحت پتانسیل تیوب نشان داد که در میلی آمپر برابر با ۱۰۰، بیش از ۱۸٪ و در میلی آمپر برابر با ۳۲۰ یا ۳۰۰، حدود ۴۴٪ دستگاهها بیش از ۵٪ اختلاف بین پتانسیل تیوب تنظیمی



نمودار ۱- در صد اختلاف بین پتانسیل الکتریکی تنظیم شده و مقدار اندازه گیری شده آن در ۱۰۰ میلی آمپر

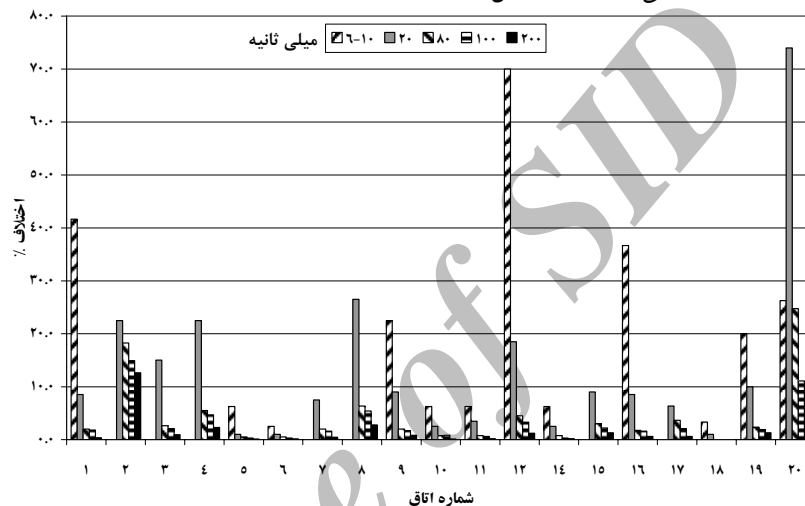


نمودار ۲- در صد اختلاف بین پتانسیل الکتریکی تنظیم شده و مقدار اندازه گیری شده آن در میلی آمپر برابر با ۳۰۰ یا ۳۲۰

### ۲-۲-۳- صحت زمان پرتودهی

این زمانها را می دادند ۵ دستگاه (بیش از ۴۱٪ دستگاهها) خطایی بیش از حد مجاز داشتند. برای زمانهای طولانی تر که میزان خطای مجاز ۵٪ است به ترتیب در زمان ۲۰ میلی ثانیه بیش از ۷۳٪، ۸۰ میلی ثانیه بیش از ۱۶٪، ۱۰۰ میلی ثانیه بیش از ۱۶٪ و ۲۰۰ میلی ثانیه حدود ۶٪ دستگاهها خطایی بیش از حد مجاز داشتند (نمودار ۳).

در این آزمون مشخص شد که تقریباً در تمامی دستگاهها با افزایش زمان تابش، اختلاف بین زمان تنظیمی و مقدار اندازه گیری شده آن کاهش می یابد. به عبارت دیگر زمان سنجهای پرتودهی در زمانهای بالاتر، دقیقتر کار می کنند. نتایج حاصل از این آزمون نشان داد که در زمانهای کمتر از ۱۰ میلی ثانیه که ۲۰٪ خطا مجاز است، از ۱۲ دستگاهی که اجازه تابش در

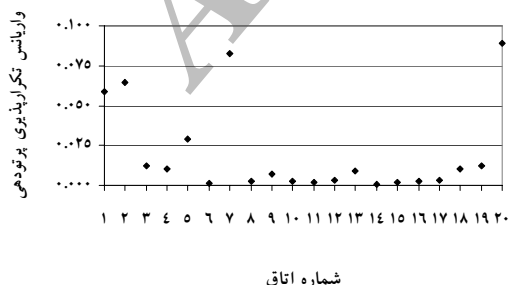


نمودار ۳- در صد اختلاف بین زمان تابش تنظیم شده و مقدار اندازه گیری شده آن

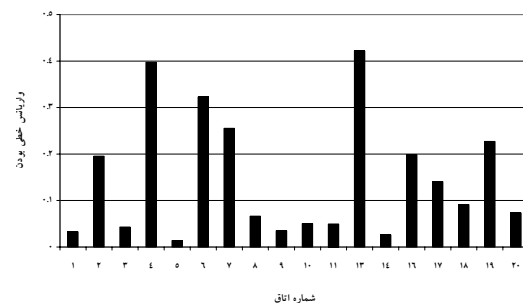
### ۳-۲-۳- خطی بودن پرتودهی با میلی آمپرثانیه

در آزمون بررسی تکرارپذیری پرتودهی، مشخص شد که دستگاههای نصب شده در اتاقهای شماره ۷، ۲، ۱ و ۲۰ (۲۰٪ دستگاهها) دارای واریانس تکرارپذیری بیش از حد مجاز هستند (نمودار ۵).

نتایج آزمون خطی بودن پرتودهی با میلی آمپرثانیه نشان داد که بیش از ۴۴٪ دستگاهها در این آزمون نتایج قابل قبول نداشتند. در بین دستگاههای مورد بررسی بیشترین واریانس خطی بودن به ترتیب به دستگاههای اتاقهای ۱۳، ۶، ۷، ۱۹ و ۱۶ مربوط می شود که واریانس آنها بیش از ۲ برابر مقدار مجاز است (نمودار ۴).



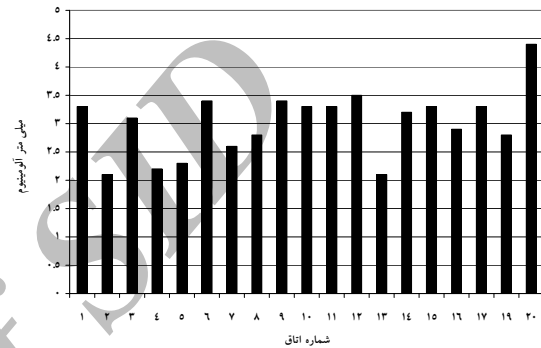
نمودار ۵- مقدار واریانس تکرارپذیری پرتودهی در دستگاههای اتاقهای مختلف



نمودار ۴- مقدار واریانس خطی بودن پرتودهی در دستگاههای اتاقهای مختلف

### ۳-۲-۵- تعیین لایه نیم جذب پرتوهای خروجی از تیوب

نمودار ۶ ضخامت لایه نیم جذب اول دستگاههای مورد بررسی را نشان می دهد. لایه نیم جذب اول پرتوهای خروجی از تیوب دستگاههای اتاقهای ۲، ۳ و ۴ دارای ضخامت کمتر از حداقل قابل قبول است که می تواند منجر به پرتوگیری بیشتر بیماران در مقایسه با سایر دستگاهها گردد.



نمودار ۶- ضخامت لایه نیم جذب اول در دستگاههای اتاقهای مختلف

### ۳-۳- دوز سطح ورودی پوست

مشخصات پرتوکاران و دستگاههای مورد استفاده در اتاقهای رادیوگرافی، در جدول شماره ۱ درج شده است. مشخصات بیماران مورد بررسی به تفکیک اتاق در جدول شماره ۲ و شرایط انجام پرتونگاریها شامل فاصله کانون تا فیلم، پتانسیل تیوب، میلی آمپر ثانیه و دوز سطح ورودی پوست در مرکز میدان در جدول شماره ۳ آمده است. نمودارهای ۷، ۸ و ۹ به ترتیب دوز ورودی سطح پوست بیماران، مقدار میلی آمپر ثانیه و پتانسیل تیوب را نشان می دهند.

جدول ۱- مشخصات پرتوکاران، دستگاهها، فیلم و صفحه تقویت کننده مورد استفاده در اتاقهای رادیوگرافی

تاریخ نصب	میلی آمپر/مدل	نام دستگاه	شماره اتاق	تعداد پرتونگاران کل (مرد،زن)	شماره مرکز
۱۳۷۳	/1000	شیمادزو	۱	۱۱(۴و۷)	۱
۱۳۵۶	/500	توشیبا	۲	۳۱(۱۵و۱۶)	۲
۱۳۶۴	R-20/1000	شیمادزو	۳	۵(۲و۳)	۳
۱۳۶۲	R-20	شیمادزو	۴	۱۳(۱۱و۲)	۴
۱۳۸۱	640 SEDECAL	پارس پاد	۵	۵(۲و۳)	۵
۱۳۸۳	R-20/500	شیمادزو	۶	۲۷(۱۴و۱۳)	۶
۱۳۷۱	8 / 750/T 306	واریان	۷	۸(۱و۷)	۷
۱۳۶۲	R-20 /500	شیمادزو	۸	۸(۵و۳)	۸
۱۳۸۰	/500	واریان	۹	۱۱(۶و۵)	۹
۱۳۸۰	HFG SERIES /600	آریان	۱۰	۱۷(۷و۱۰)	۱۰
۱۳۷۸	HFG SERIES /600	پارس پاد	۱۱	۳۳(۱۰و۲۳)	۱۱
۱۳۷۱	GENEUS 750 GS/750	ویلا	۱۲	۱۱(۶و۵)	۱۲
۱۳۸۳	PMX-600/600	پارس پاد	۱۳	۷(۳و۴)	۱۳
۱۳۷۵	HFG SERIES	آریان	۱۴	۸(۴و۴)	۱۴
۱۳۸۲		واریان	۱۵	۱۲(۶و۶)	۱۵
		شیمادزو	۱۶	۱۷(۵و۱۲)	۱۶
		شیمادزو	۱۷	۱۲(۴و۸)	۱۷
	R-20	شیمادزو	۱۸		۱۸
	T30608	واریان	۱۹		۱۹
		زیمنس	۲۰	۸(۵و۳)	۱۹



جدول ۲- مشخصات بیماران در اتاقهای رادیوگرافی

شماره اتاق	سن (سال)			وزن (کیلوگرم)			شاخصه توده ای بدن			تعداد	
	میانگین	حداقل	حداکثر	میانگین	حداقل	حداکثر	میانگین	حداقل	حداکثر	مرد	زن
۱	۸۰	۱۶	۴۵/۱	۶۹/۲	۳۲/۹	۱۶/۹	۲۶/۱	۵	۵	۱۰	۵
۲	۶۷	۱۷/۵	۴۱/۲	۶۵/۲	۲۹/۲	۱۷/۶	۲۳/۷	۵	۱۰	۱۵	۱۰
۳	۷۲	۱۷	۴۰/۷	۶۵/۲	۲۸/۸	۱۸/۸	۲۴/۲	۹	۱۱	۲۰	۱۱
۴	۸۷	۱۹	۵۱/۲	۶۶/۰	۲۹/۴	۱۶/۳	۲۴/۹	۶	۱۱	۱۷	۱۱
۵	۷۰	۱۹	۳۹/۵	۶۶/۸	۳۰/۱	۲۱/۰	۲۳/۴	۱۰	۱۰	۲۰	۱۰
۶	۷۷	۲۶	۴۹/۴	۶۸/۱	۳۰/۲	۲۰/۲	۲۵/۲	۱۰	۱۰	۲۰	۱۰
۷	۷۰	۱۶	۳۶/۳	۷۱/۹	۳۴/۰	۲۱/۲	۲۴/۲	۰	۱۶	۱۶	۱۶
۸	۷۰	۲۵	۵۴/۶	۶۳/۱	۲۵/۴	۱۸/۶	۲۳/۵	۸	۱۰	۱۸	۱۰
۹	۷۳	۳۲	۵۷/۸	۶۶/۵	۲۴/۹	۱۴/۵	۲۱/۹	۰	۸	۸	۸
۱۰	۷۱	۲۱	۳۳/۶	۵۹/۹	۲۵/۹	۱۶/۴	۲۲/۸	۸	۲	۱۰	۲
۱۱	۸۰	۳۴	۵۷/۵	۵۷/۸	۲۵/۹	۱۶/۴	۲۲/۷	۸	۶	۱۴	۶
۱۲	۵۴	۳۲	۴۲/۴	۷۰/۲	۲۸/۹	۲۳/۳	۲۵/۶	۶	۴	۱۰	۴
۱۳	۷۰	۲۵	۵۰/۰	۷۲/۳	۳۲/۷	۲۳/۸	۲۶/۲	۱۱	۲	۱۳	۲
۱۴	۴۸	۲۱	۳۵/۵	۵۰	۲۵/۴	۱۸/۴	۲۱/۷	۶	۶	۱۲	۶
۱۵	۶۳	۲۸	۴۶/۰	۶۸	۵۵/۸	۱۹/۶	۲۱/۳	۵	۵	۱۰	۵
۱۶	۷۲	۲۳	۵۲/۸	۸۰	۶۴/۰	۱۹/۹	۲۲/۳	۲	۸	۱۰	۸
۱۷	۶۹	۴۴	۶۲/۴	۶۰	۶۶/۰	۲۲/۰	۲۴/۱	۶	۴	۱۰	۴
۱۸	۸۷	۳۱	۶۴/۱	۷۸	۶۱/۸	۱۶/۵	۲۳/۵	۵	۷	۱۲	۷
۱۹	۸۰	۲۳	۵۲/۷	۱۰۷	۶۸/۴	۱۲/۴	۲۵/۹	۲	۳۲	۳۴	۳۲
۲۰	۷۷	۱۹	۵۷/۵	۸۵	۶۳/۹	۱۶/۹	۲۵/۰	۲۶	۱	۲۷	۱
کل	۸۷	۱۶	۴۸/۸	۱۱۰	۶۵/۴	۱۲/۴	۲۴/۲	۱۳۸	۱۶۸	۳۰۶	۱۶۸

جدول ۳- شرایط تابش و دوز بیماران در اتاقهای رادیوگرافی

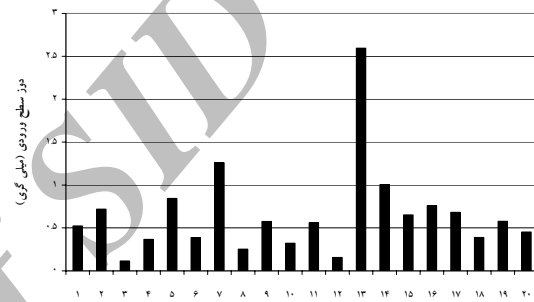
شماره اتاق	فاصله کانون تا فیلم (سانتی متر)			پتانسیل تیوب			میلی آمپر ثانیه			دوز سطح ورودی (میلی گری)		
	میانگین	حداقل	حداکثر	میانگین	حداقل	حداکثر	میانگین	حداقل	حداکثر	میانگین	حداقل	حداکثر
۱	۱۷۵	۱۷۰	۱۷۴/۵	۷۲	۶۱	۶۷/۸	۲۰/۰	۱۶/۰	۱۷/۲	۰/۵۲	۰/۲۱	۰/۳۵
۲	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰/۰	۷۲	۶۲	۶۶/۳	۴۰/۰	۲۰/۰	۲۹/۷	۰/۷۲	۰/۲۰	۰/۴۱
۳	۱۸۰	۱۸۰	۱۷۶/۰	۶۲	۵۶	۵۹/۰	۱۰/۰	۶/۰	۷/۶	۰/۱۲	۰/۰۵	۰/۰۷
۴	۱۵۰	۱۵۰	۱۵۰/۰	۶۶	۵۶	۶۰/۸	۱۶/۰	۱۲/۰	۱۲/۵	۰/۳۷	۰/۱۴	۰/۲۲
۵	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰/۰	۱۱۲	۶۸	۸۶/۴	۱۶/۰	۱/۵	۷/۳	۰/۸۴	۰/۱۱	۰/۳۹
۶	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰/۰	۷۳	۶۳	۶۸/۱	۱۲/۸	۵/۰	۱۰/۴	۰/۳۹	۰/۰۷	۰/۲۱
۷	۱۸۰	۱۰۰	۱۵۲/۵	۸۲	۶۴	۷۴/۱	۲۴/۰	۱۶/۰	۲۳/۰	۱/۲۶	۰/۲۲	۰/۵۳
۸	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰/۰	۶۶	۶۰	۶۳/۸	۲۱/۰	۱۸/۰	۲۰/۰	۰/۲۵	۰/۱۱	۰/۱۵
۹	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰/۰	۵۸	۵۴	۵۶/۵	۳۲/۰	۳۱/۳	۳۱/۶	۰/۵۸	۰/۳۰	۰/۴۷
۱۰	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰/۰	۶۸	۶۱	۶۴/۴	۱۶/۰	۱۲/۶	۱۳/۴	۰/۳۲	۰/۱۶	۰/۲۳
۱۱	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰/۰	۷۱	۵۸	۶۶/۳	۲۵/۰	۵/۰	۱۵/۷	۰/۵۶	۰/۱۲	۰/۲۹
۱۲	۲۰۰	۱۸۰	۱۸۴/۰	۶۵	۵۴	۶۰/۸	۲۰/۰	۱۵/۰	۱۶/۶	۰/۱۶	۰/۰۶	۰/۱۲
۱۳	۱۵۰	۱۵۰	۱۵۰/۰	۷۰	۵۹	۶۲/۴	۶۰/۰	۴۵/۰	۴۹/۶	۲/۵۹	۱/۰۱	۱/۵۸
۱۴	۱۶۰	۱۶۰	۱۶۰/۰	۶۰	۵۴	۵۷/۲	۴۰/۰	۳۲/۰	۳۸/۷	۱/۰۱	۰/۴۲	۰/۷۶
۱۵	۱۷۰	۱۷۰	۱۷۰/۰	۶۱	۵۸	۵۹/۸	۱۰/۰	۸/۰	۹/۶	۰/۶۵	۰/۱۵	۰/۳۸
۱۶	۱۸۰	۱۶۰	۱۷۲/۰	۶۷	۶۲	۶۵/۲	۲۴/۰	۱۵/۰	۱۸/۸	۰/۷۶	۰/۴۸	۰/۶۴
۱۷	۲۰۰	۲۰۰	۲۰۰/۰	۶۸	۶۳	۶۵/۲	۱۸/۰	۱۲/۰	۱۵/۰	۰/۶۸	۰/۲۴	۰/۴۱
۱۸	۱۸۰	۱۰۰	۱۶۶/۷	۷۴	۵۰	۵۹/۳	۲۴/۰	۶/۰	۱۶/۵	۰/۳۹	۰/۱۳	۰/۲۶
۱۹	۱۸۰	۱۸۰	۱۸۰/۰	۹۰	۶۰	۸۰/۶	۱۲/۰	۹/۰	۹/۱	۰/۵۸	۰/۱۱	۰/۲۵
۲۰	۱۸۵	۱۸۰	۱۸۱/۳	۸۴	۵۰	۷۴/۲	۱۲/۸	۶/۴	۹/۱	۰/۴۵	۰/۱۱	۰/۲۸
کل	۲۰۰	۱۰۰	۱۷۱/۹	۱۱۲	۵۰	۶۸/۰	۶۰/۰	۱/۵	۱۶/۸	۲/۵۹	۰/۰۵	۰/۳۷

جدول ۴- مقادیر آماری دوز (بر حسب میلی گری) در پرتونگاری از قفسه سینه در مطالعات مختلف

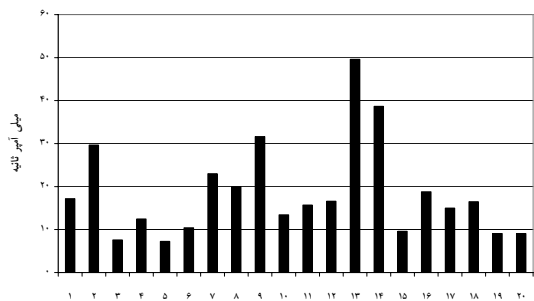
حد اقل	چارک اول	میانه	میانگین	چارک سوم	حداکثر	نسبت حداکثر به حداقل	
۰/۰۵	۰/۱۶	۰/۲۶	۰/۳۷	۰/۴۴	۲/۵۹	۵۱/۶۵	این مطالعه
۰/۰۱	۰/۰۸	۰/۱۲	۰/۱۵	۰/۱۸	۱/۵	۱۵۰	انگلستان [۱۲]
۰/۰۵	۰/۱۶	۰/۲۶	۰/۲۸	۰/۳۵	۰/۷۴	۱۴/۸	مالزی [۱۳]
۰/۰۲	-	-	۰/۲۷	۰/۳۴	۲/۰۷	۱۰۳/۵	برزیل [۱۴]
۰/۰۲	-	-	۰/۱۷	۰/۳	۰/۳۸	۱۹	ایتالیا [۱۵]

#### ۴- بحث و نتیجه گیری

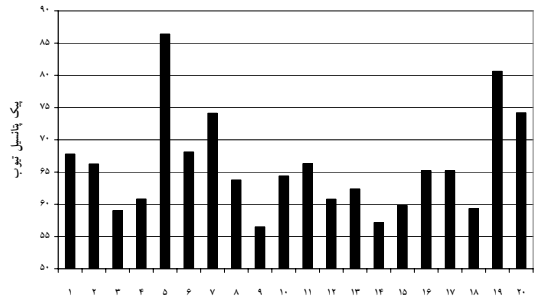
با توجه به اینکه در تمامی مراکز مورد بررسی از ترکیب فیلم- صفحه با سرعت ۴۰۰ استفاده شده است، این عامل هیچگونه تاثیری در تفاوت دوز بیماران در مراکز مورد بررسی نداشته است. از طرف دیگر آزمونهای آماری نشان داد که تفاوت معنی داری در وزن و شاخصه توده ای بدن بیماران مراجعه کننده به اتاقهای مختلف وجود ندارد که این امر به خاطر انتخاب بیمارانی است که همگی بالغ بوده و میانگین وزن آنها بین ۶۰ تا ۷۰ کیلوگرم بوده است. فاصله کانون تا فیلم در اتاقهای مختلف بسیار متفاوت است به طوری که میانگین این فاصله در ۱۱ اتاق، کمتر از میزان استاندارد و در یک اتاق (شماره ۱۷) بسیار بیشتر از استاندارد است. از نظر پتانسیل تیوب مشاهده می شود که تمامی مراکز از تکنیک پتانسیل پایین استفاده می کنند در نتیجه مقدار میلی آمپر ثانیه مورد استفاده در رادیوگرافها، افزایش یافته و سبب بالا رفتن دوز ورودی سطح پوست بیماران می گردد. مقایسه نمودارهای ۸، ۷ و ۹ می تواند بخوبی این مسئله را نمایان کند. اتاقهای شماره ۱۳ و ۱۴ که بیماران مورد معاینه در آن بیشترین دوز سطح ورودی را دارند، از بالاترین میلی آمپر ثانیه نیز در بین اتاقهای مختلف استفاده می کنند. پایین بودن ضخامت لایه نیم جذب اول در مورد پرتوهای خروجی از دستگاه اتاق شماره ۱۳ یکی دیگر از علل بالا بودن دوز بیماران در این اتاق است. قابل توجه اینکه اتاق شماره ۳ کمترین دوز سطح ورودی و میلی آمپر ثانیه را داراست. به نظر می رسد که از دیدگاه حفاظت پرتوی بیماران، با توجه به فراوانی انجام رادیوگرافی قفسه سینه در ایران و در جهت کاهش آثار زیستی پرتوهای ایکس در سطح جامعه، توصیه مراکز پرتونگاری به استفاده از



نمودار ۷- دوز سطح پوست ناشی از پرتونگاری از قفسه سینه



نمودار ۸- مقدار میلی آمپر ثانیه در پرتونگاری از قفسه سینه



نمودار ۹- مقدار پتانسیل تیوب در پرتونگاری از قفسه سینه در اتاقهای مختلف

## ۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله بر خود لازم می دانند از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد به دلیل تصویب طرح پژوهشی وابسته به این گزارش و حمایت مالی از انجام طرح تشکر نمایند. همچنین از همکاری صمیمانه مسئولین، پرتوکاران و بیماران مراجعه کننده به بخشهای رادیولوژی بیمارستانهای زیر، کمال سپاسگزاری را می نمایم.

بیمارستانهای امام خمینی (رادیولوژیهای مرکزی و درمانگاه)، انستیتو کانسرو شریعتی تهران، بیمارستان امام خمینی تبریز (رادیولوژیهای مرکزی و اورژانس)، بیمارستان امام حسین (ع) هشتگرد، بیمارستان پورسینا رشت، بیمارستان ۲۲ آبان لاهیجان، بیمارستان شهید رجائی قزوین، بیمارستان ولیعصر اراک، بیمارستان نمازی شیراز، بیمارستان آیت الله مدنی کرج، بیمارستان امام جعفر صادق هشتگرد، بیمارستان حاجیه نرگس معرفی ماهشهر، بیمارستان خاتم الانبیا زاهدان، بیمارستان امام خمینی ساری، بیمارستان قائم مشهد

تکنیک رادیوگرافی از قفسه سینه با پتانسیل تیوب بالا ضروری است. در نهایت باتوجه به اینکه مقدار چارک سوم دوز بعنوان "دوز مرجع ملی" شناخته می شود و با مشاهده جدول ۴، مقدار ۰/۴۴ میلی گری برای دوز مرجع ملی رادیوگرافی قفسه سینه در نمای خلفی - قدامی در ایران پیشنهاد می گردد. این مقدار در مقایسه با انگلستان (۰/۱۸ میلی گری) [۱۲]، مالزی (۰/۳۵ میلی گری) [۱۳]، برزیل (۰/۳۴ میلی گری) [۱۴] و ایتالیا (۰/۳ میلی گری) [۱۵] مقدار بالاتری است و لزوم بازنگری در نحوه انجام این آزمون و اجرای منظم تستهای کنترل کیفی در جهت کاهش دوز بیماران را بخوبی نمایان می کند. لازم به ذکر است که کشورهای مختلفی در سطح دنیا توانسته اند با یک برنامه منظم و دقیق و با پیدا کردن نقاط ضعف و عوامل اصلی افزایش دوز بیماران در سیستم خود، روند دائمی کاهش دوز را طی نمایند. این امر علاوه بر کاهش پرتوگیری بیماران و پرتوکاران که منجر به کاهش آثار مضر زیستی پرتوهای یونساز در سطح کشور خواهد شد، کاهش هزینه های دولت را از جوانب مختلف همچون کاهش هزینه های درمانی در پی خواهد داشت.

## منابع

1. National Radiological Protection Board (NRPB). Living with radiation. UK: Stationery Office Publication Center; 12. London; 1998.
2. United Nation Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. Report to the general assembly with scientific annexes. 2000.
3. NRPB IPSM COR. National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology. 1-9,14. Chilton: NRPB; 1992.
4. National Radiological Protection Board. Patient dose reduction in diagnostic radiology. Document of the NRPB. 1(3):36-7 London UK: HMSO 1990.
5. Commission of the European Communities. Quality criteria for diagnostic images and patient exposure trial. Document XII/268/90. Brussels: CEC 1990.
6. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN. Brussels: EC, 1996.
7. Sutton D. The textbook of radiology and imaging. Vol 1 (6<sup>th</sup> edn). New York, NY: Churchill Livingstone, 1998:299-301.

8. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Oxford: Pergamon Press, 1977:29-30.
9. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP 1991; 21(1-3). Oxford: Pergamon Press; 1991.
10. Jeffery Papp, Quality Management in the Imaging Sciences, 2<sup>nd</sup> edn., United States of America, Mosby, Inc. 2002.
11. Burke K, Sutton D. Optimization and deconvolution of lithium fluoride TLD-100 in diagnostic radiology. Br J Radiol. 1997 Mar; 70:261-71.
12. Hart D, Hillier M C, Wall B F. Doses to patients from medical x-ray examinations in the UK - 2000 Review. 2002; Chilton, NRPB-W14.
13. K-H NG, P Rassiah, H-B-Wang, A S Hambali, P Muthuvellu, H-P Lee, Doses to patients in routine X-ray examinations in Malaysia. Br J Radiol. 1998 Jun; 71(846):654-660.
14. Freitas M B and Yoshimura E M. Dose measurements in chest diagnostic X rays: adult and paediatric patients. Radiat Prot Dosimetry. 2004; 111(1): 73-6.
15. Compagnone G, Pagan L and Bergamini C. Local diagnostic reference levels in standard X-ray examinations. Radiat Prot Dosimetry. 2005; 113(1):54-63.

Archive of SID