

## برآورد ریسک اضافی ابتلا به سرطان ناشی از برخی رادیوگرافی های رایج در شهرستان سبزوار

سید محمدتقی بحرینی طوسی<sup>۱\*</sup>، حسن زرقانی<sup>۲</sup>

۱- استاد گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۲- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

تاریخ دریافت: ۹۰/۵/۱۹

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۸/۸

### چکیده

**مقدمه:** امروزه پرتوهای یونساز سهم مهمی در تشخیص و درمان دارند. روند رو به رشد استفاده از این پرتوها لزوم توجه بیشتر به آثار بیولوژیک پرتوها را در بر دارد. این آثار شامل انواع سرطانها و جهشهای ژنتیکی می باشند. آسیبهای ژنتیکی ممکن است در اولین نسل یا نسلهای بعد ظاهر شوند. بنابراین برآورد خطرات ناشی از پرتوگیری از این معاینات حائز اهمیت است. یکی از مخاطرات ناشی از پرتوهای یونیزان در دزهای کم، سرطان است که ممکن است در طی سالهای طولانی بعد از پرتوگیری رخ دهد. طبق تعریف رایج شده در گزارش BEAR 7 (کمیتۀ آثار بیولوژیکی تابش های اتمی) تابش های با دز کم به تابش هایی گفته می شود که منجر به دزی نزدیک به صفر تا حدود ۱۰۰ میلی سیورت شوند.

**مواد و روشها:** این مطالعه در ۸ مرکز رادیولوژی موجود در شهرستان سبزوار و بر روی ۴۸۵ بیمار به هنگام انجام هشت نمای رادیوگرافی (قفسه سینه قدامی - خلفی و خلفی - قدامی، مهره های گردنی قدامی - خلفی و جانبی، مهره های کمری قدامی - خلفی و جانبی، شکم و لگن قدامی - خلفی) انجام شد. به منظور برآورد ریسک اضافی ابتلا به سرطان ناشی از پرتوگیری نیاز به آگاهی از دز تجمعی جامعه مورد مطالعه می باشد. دز مؤثر معمولاً تخمین دقیقی از آسیبهای حاصل از انجام آزمونهای پرتونگاری برای بیماران بالغ ارائه می کند و با معلوم بودن تعداد رادیوگرافی های انجام شده در یک سال در جامعه دز مؤثر تجمعی قابل محاسبه است. در این مطالعه، نرم افزار PCXMC نسخه ۲ که بر اساس محاسبات مونت کارلو استوار است برای بدست آوردن دز ارگانها و دز مؤثر مورد استفاده قرار گرفته است.

**نتایج:** میانگین مقادیر وزن و قد بیماران در معاینات مورد نظر، دز ورودی سطح پوست، پارامترهای مورد استفاده برای هر یک از انواع رادیوگرافی ها و مقدار DAP تعیین گردیده است. همچنین دز مؤثر، دز مؤثر تجمعی، تعداد رادیوگرافی ها در یک سال و سرطان اضافی ناشی از انجام انواع رادیوگرافی ها محاسبه شده است.

**بحث و نتیجه گیری:** ریسک اضافی سرطان کشنده ناشی از این رادیوگرافی ها در جمعیت مورد نظر حدود ۰/۴۲ مورد، ابتلا به سرطان کشنده در کل جمعیت این شهرستان در یکسال است چنانچه دز ناشی از روش های تشخیصی دیگر که دز جذبی بیمار در آنها به مراتب بیشتر از رادیوگرافی های رایج ساده است به آن افزوده شود این میزان به مقدار قابل توجهی بیشتر خواهد شد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۳، پیاپی (۳۲)، پاییز ۹۰، ۱۹-۱۳)

**واژگان کلیدی:** ریسک، برآورد ریسک، رادیولوژی، نرم افزار PCXMC

\* نویسنده مسؤول: دکتر سید محمدتقی بحرینی طوسی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

پزشکی مشهد، مشهد، ایران

bahreynimt@mums.ac.ir

تلفن: ۸۰۰۲۳۱۶ (۵۱۱) ۹۸+

نمابر: ۸۰۰۲۳۲۰ (۵۱۱) ۹۸+

## ۱- مقدمه

انسان همواره در معرض تابشهایی از محیط اطراف خود بوده است. این تابشها از دو بخش تشکیل شده اند: بخش اول تابشهایی هستند که از مواد رادیواکتیو محیط اطراف و داخل بدن دریافت می گردد و بخش دوم شامل تابشهایی است که از منابع ساخت بشر گسیل می شود [۱]. اولین کسانی که با پرتوهای ایکس و مواد رادیواکتیو کار می کردند بزودی دریافتند که این تابشها می توانند سبب سوختگی پوست یا زخم های دیگر شوند. از طرف دیگر مقادیر کم پرتوگیری که برای ایجاد اثرات آنی بسیار کم می باشند ممکن است چند سال پس از پرتوگیری، اثراتی از قبیل سرطان و یا ناهنجاریهای کروموزومی ایجاد نمایند که این ناهنجاریها می توانند حتی به چند نسل بعد منتقل شوند [۲]. اگرچه هدف اصلی در رادیوگرافی گرفتن بهترین تصاویر از اعضای بدن بیماران است اما به هیچ وجه نباید مسئله حفاظت بیماران در برابر اثرات زیانبار پرتوهای یونساز را نادیده گرفت [۳]. تصویر برداری تشخیصی بزرگترین منبع پرتوگیری مصنوعی می باشد. بطوریکه رادیولوژی تشخیصی و پزشکی هسته ای در حدود ۸۰ درصد از مؤثر جمععی ناشی از منابع مصنوعی را در ایالات متحده موجب می شوند طبق گزارش ۱۶۰ NCRP<sup>۱</sup> پرتوگیری پزشکی عامه مردم در ایالات متحده نزدیک به نیمی از پرتوگیری از کل منابع را در بر میگیرد این افزایش به دلیل رشد استفاده از روش های تصویر برداری تشخیصی به ویژه روش توموگرافی کامپیوتری می باشد [۴].

پرتوهای ایکس در محدوده انرژیهای مورد استفاده در پرتوشناسی تشخیصی دارای آثار و خطراتی هستند که تحت عنوان آثار تصادفی توصیف می شوند. آثار تصادفی آثاری هستند که برای بروز آنها دز آستانه وجود ندارد و در دزهای کم رخ می دهند. این آثار شامل انواع سرطانها و جهش های ژنتیکی می باشند. آسیبهای ژنتیکی ممکن است در اولین

نسل یا نسلهای بعد ظاهر شوند. بنابراین برآورد خطرات ناشی از پرتوگیری در این معاینات حائز اهمیت است. آثار بیولوژیکی پرتوهای یونیزان ناشی از دزهای کم از حدود یک قرن پیش مورد بحث و تحقیق قرار گرفته است [۵]. طبق تعریف ارائه شده در گزارش<sup>۲</sup> BEAR 7 تابش های با دز کم به تابش هایی گفته می شود که منجر به دزی نزدیک به صفر تا حدود ۱۰۰ میلی سیورت شوند. البته چالش های بسیاری در مورد درک جزئیات آثار بهداشتی پرتو های یونیزان با دز کم وجود دارد اما اطلاعات مفیدی در دست است که در آنها به نتایج کلی تری در این مورد پرداخته اند [۶].

در سال های اخیر کار و هزینه زیادی صرف شده است تا پرتو گیری ناشی از رادیو گرافی و دیگر مصارف پزشکی پرتوها کاهش یابد. این تلاش ها بر این مدعا استوارند که هر دزی از تابش، مهم نیست چه قدر کوچک باشد، می تواند باعث ایجاد سرطان شود. این دیدگاه مبتنی بر نظریه خطی و بدون آستانه سرطان زایی پرتوهای یونساز می باشد [۷]. گزارش BEAR7 نیز تاکید می کند که در حال حاضر بر اساس یافته های موجود، پرتوگیری از تابش های یونیزان با دز کم و افزایش آمار ابتلا به سرطان در انسان با نظریه خطی و بدون آستانه سازگاری دارد. آثار زیانبار بیولوژیکی از تابش پرتوهای یونیزان با دزهای بالاتر رخ می دهد که در این موارد تقریباً بین تمام صاحب نظران اتفاق نظر وجود دارد اما در مورد تابشهای با دز کم باید داده های بیشتری جمع آوری شود تا امکان ارزیابی صحیح و دقیق پاسخ به این تابش ها و آثار سوء ناشی از آنها (غیر از سرطان) مشخص گردد [۶].

در مورد پاسخ محیط های بیولوژیک به دزهای کم فرضیه های مختلفی وجود دارد که به اختصار به بیان مواردی از آنها پرداخته می شود.

طبق نظریه خطی بدون آستانه هیچ دز تابشی بی خطر نمی باشد و برای هر دزی احتمال ایجاد سرطان وجود دارد.

<sup>۱</sup> National Council on Radiation Protection & Measurements

<sup>۲</sup> Biological Effects of Atomic Radiation

گیری شد. کالیبراسیون تراشه ها طبق اصول مندرج در پروتکل NRPB [۱۰] انجام گردید و به منظور افزایش حساسیت اندازه گیری تراشه ها ابتدا به مدت یک ساعت در کوره با دمای ۴۰۰ درجه سانتیگراد قرار داده شدند. بعد از خنک شدن تا دمای اتاق به مدت ۱۸ ساعت در دمای ۷۵ درجه سانتی گراد قرار گرفتند. این روش باعث افزایش حساسیت تراشه ها می گردد بطوریکه قابلیت اندازه گیری در حدود ۸۰ میکروگری را دارا باشند [۱۲،۱۳]. در هر معاینه یک یا دو عدد تراشه در مرکز میدان روی بدن بیمار قرار گرفت. در مواردی که از دو تراشه استفاده گردید میانگین دز آنها به عنوان دز ورودی سطح پوست در نظر گرفته شد. علاوه بر استفاده از دزیتر ترمولومینسانس از سیستم  $DAP^2$  (حاصل ضرب دز در مساحت) نیز بطور همزمان در دستگاه های رادیوگرافی که امکان نصب این وسیله بر روی آنها وجود داشت استفاده شد و مقدار  $DAP$  برای هر معاینه و همچنین اطلاعات مربوط به بیماران شامل سن، قد، وزن و شرایط رادیوگرافی از قبیل میلی آمپر، زمان، کیلو ولتاژ پیک و فاصله فیلم تا کانون نیز ثبت گردید.

## ۲-۲- محاسبه دز موثر

اگر هدف از اندازه گیری دز بیماران، تخمین خطرات حاصل از پرتوگیری در یک بافت یا عضو معینی باشد باید میانگین دز جذبی به اعضاء و بافتهای مورد نظر را محاسبه یا اندازه گیری نمود. به عنوان مثال دز جذبی پستان، تیروئید و بیضه ها را براحتی می توان با اندازه گیری مستقیم و با قرار دادن تراشه های TLD در مکان مناسب روی پوست بیماران مشخص نمود اگرچه تصحیح جزئی بدلیل تضعیف پرتوها در مسیر رسیدن به عضو و بافت باید مورد توجه قرار گیرد.

دز سایر اعضاء را می توان با استفاده از فانتوم های فیزیکی مناسب که مکانهای خاصی برای قرار دادن دزیتر در آنها تعبیه شده است اندازه گیری کرد. روش دیگر، استفاده از کامپیوتر جهت شبیه سازی آزمون روی یک فانتوم شبیه سازی شده از بدن انسان است که می توان دز اکثر اعضا را بسیار سریع

نظریه فوق خطی بیانگر این مطلب است که ریسک بزرگتری در ناحیه دزهای کم نسبت به آنچه از نظریه خطی انتظار می رود وجود دارد. نظریه خطی درجه دو نشان می دهد که در ناحیه دزهای کم، ریسک قابل صرف نظر کردن بوده و کمتر از حالت خطی است [۸].

نظریه هورمیسس بیان می کند که در ناحیه دزهای کم نه تنها پرتوهای یونیزان هیچ اثر زیانباری نداشته بلکه برای بدن آثار مفیدی نیز به همراه دارند [۸]. طرفداران این نظریه تا جایی پیش می روند که مدعی اند از تابش های با دز کم می توان در درمان سرطان استفاده نمود [۹]. در حال حاضر نظریه پاسخ دز که مورد تأیید مجامع بین المللی نظیر ICRP است همان نظریه خطی بدون آستانه می باشد [۶،۱۰].

به منظور تخمین ریسک کلی ناشی از پرتوگیری، محاسبه دز موثر ضروری است. این کمیت توسط کمیته بین المللی حفاظت پرتوی برای برآورد ریسک احتمالی تابش معرفی شده است [۱۰،۱۱]. مفهوم دز موثر در ابتدا به عنوان مبنایی برای تخمین ریسک کلی در پرتوگیری شغلی توسعه یافت و بعد از آن به عنوان کمیتی که به طور مستقیم به ریسک احتمالی تابش مرتبط است و همچنین رابطه بین دز تابش و احتمال آسیب متناسب با آن دز مورد توافق قرار گرفت [۱۰،۱۱].

## ۲- مواد ورودی

### ۲-۱- جمع آوری اطلاعات

این تحقیق در ۸ مرکز رادیولوژی موجود در شهرستان سبزوار و بر روی ۴۸۵ بیمار به هنگام انجام هشت نمای رادیوگرافی (قفسه سینه قدامی- خلفی و خلفی- قدامی، مهره های گردنی قدامی- خلفی و جانبی، مهره های کمری قدامی- خلفی و جانبی، شکم و لگن قدامی- خلفی) انجام شد. در این تحقیق دز ورودی سطح پوست ( $ESD^1$ ) با استفاده از تراشه های ترمولومینسانس TLD-100 اندازه

<sup>2</sup> Dose Area Product

<sup>1</sup> Entrance Surface Dose

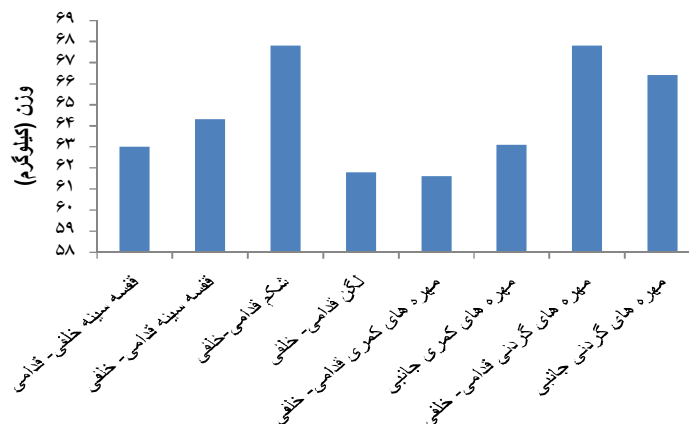
بر اساس پذیرش نظریه خطی بدون آستانه پیشنهاد شده است ریسک سرطان اضافی ناشی از هر نوع رادیوگرافی در جامعه بدست آمده است [۸، ۱۵].

جمعیت شهرستان سبزوار طبق سرشماری سال ۱۳۸۵ حدود ۴۵۰ هزار نفر است با این فرض که فراوانی انجام رادیوگرافی ها در این شهرستان همانند فراوانی انجام رادیوگرافی ها در کل کشور باشد دز موثر تجمعی را می توان به ازای یک رادیوگرافی خاص در یک سال محاسبه نمود و طبق فرمول زیر ریسک اضافی سرطان کشنده را به ازای هر ۱۰۰۰۰۰ نفر بدست آورد [۸، ۱۵].

(نفر-سیورت)  $\times 0.05 =$  ریسک اضافی ابتلا به سرطان کشنده  
برای آگاهی از فراوانی انجام انواع آزمون های رادیوگرافی به ازای هر هزار نفر در ایران از آمار سال ۱۳۸۵ استفاده شده است [۱۶].

### ۳- نتایج

در نمودارهای ۱ و ۲ میانگین وزن و قد بیماران در معاینات مورد بررسی در این مطالعه نشان داده شده است. همچنین میانگین دز ورودی سطح پوست، میانگین پارامترهای مورد استفاده برای هر یک از انواع رادیوگرافی ها و میانگین مقدار DAP در جدول ۱ ارائه شده است. جدول ۲ دز موثر، دز موثر تجمعی، تعداد رادیو گرافی ها در یک سال و سرطان اضافی ناشی از انجام انواع رادیوگرافی ها را نشان می دهد.

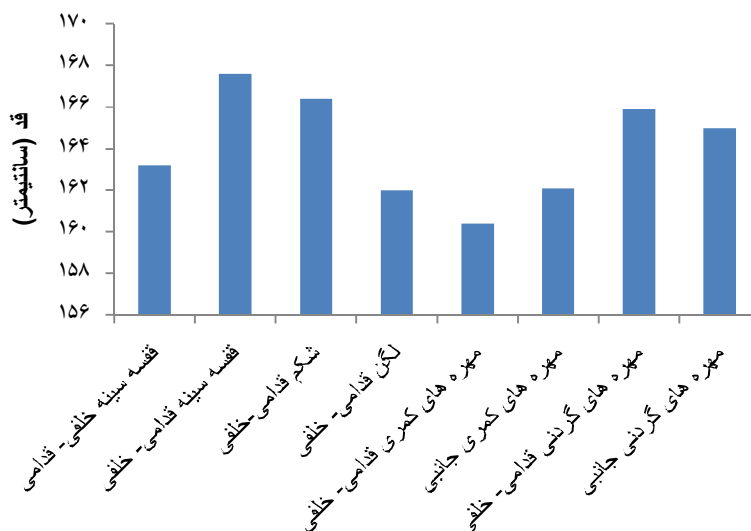


نمودار ۱- میانگین وزن (کیلوگرم) بیماران در نماهای مورد مطالعه در کل شهرستان

محاسبه نمود. در این مطالعه نرم افزار PCXMC نسخه ۲ برای بدست آوردن دز ارگانها و دز موثر مورد استفاده قرار گرفت. این نرم افزار توسط مرکز ایمنی هسته ای و تابش فنلاند تولید شده است و بر اساس محاسبات مونت کارلو استوار است. با ثبت اطلاعاتی از قبیل قد، وزن، کیلو ولتاژ پیک و فاصله فیلم تا کانون، مقدار DAP و تعیین موقعیت میدان پرتو روی بدن بیمار در فایل ورودی آن، دز ارگانها و دز موثر را محاسبه می نماید. به کمک این محاسبات میانگین دز ارگان ها و دز موثر برای هشت نوع رادیوگرافی رایج مورد نظر در این مطالعه تعیین شد.

### ۳-۲- برآورد ریسک

بمنظور برآورد ریسک اضافی ابتلا به سرطان ناشی از پرتوگیری نیاز به آگاهی از دز تجمعی جامعه مورد مطالعه می باشد. دز موثر معمولاً تخمین دقیقی از آسیبهای حاصل از انجام آزمونهای پرتونگاری برای بیماران بالغ ارائه می کند [۱۴]. با فرض معلوم بودن تعداد رادیوگرافی ها در یک سال در یک جامعه معین می توان دز موثر تجمعی را برحسب نفر- سیورت محاسبه کرد. بدین ترتیب که میانگین دز موثر حاصل از یک رادیو گرافی خاص در یک جامعه را در تعداد کل همان نوع رادیوگرافی انجام شده در طول یک سال ضرب نمود تا دز موثر تجمعی بدست آید. در مطالعه حاضر، این محاسبه برای رادیوگرافی از هشت نمای موردنظر انجام شد و با استفاده از روابطی که در متون علمی



نمودار ۲- میانگین قد (سانتیمتر) بیماران در نماهای مورد مطالعه در کل شهرستان

جدول ۱- میانگین و بازه دز ورودی سطح پوست و پارامترهای اصلی تابش در مراکز درمانی شهرستان سبزوار برای رادیوگرافی های مورد مطالعه

معیانه	mAs	kVp	ESD(mGy)	DAP(mGycm <sup>2</sup> )
قفسه سینه خلفی - قدامی	۱۸/۴۰(۶۳-۴۵)	۶۷/۸۲(۵۷-۸۶)	۰/۵۴(۰/۳۷-۰/۷۷)	۲۵۷/۹۷
قفسه سینه قدامی - خلفی	۲۹/۵۴(۶۳-۱۶۰)	۶۵/۵۹(۵۱-۷۹)	۰/۶۴(۰/۵-۰/۸۵)	۴۳۳/۹۳
شکم قدامی - خلفی	۲۹/۷۲(۱۲/۵-۸۰)	۶۹/۵۴(۵۶-۷۶)	۲/۱۵(۰/۹۱-۳/۴۳)	۸۵۲/۳۸
لگن قدامی - خلفی	۴۰/۲۷(۱۶-۷۵)	۶۶/۹۵(۶۰-۸۱)	۱/۴۷(۱/۲۲-۱/۹۸)	۷۴۴/۲۰
مهره های کمری قدامی - خلفی	۴۳/۹۰(۱۰-۹۰)	۷۱/۴۵(۸۰-۶۰)	۱/۹۹(۱/۰۶-۳/۳۸)	۵۰۲/۰۸
مهره های کمری جانبی	۶۸/۰۸(۲۰-۱۸۰)	۷۸/۳۲(۶۳-۹۰)	۳/۸۳(۲/۰۲-۶/۴۸)	۱۰۸۵/۱۰
مهره های گردنی قدامی - خلفی	۱۷/۳۳(۶/۳-۳۰)	۶۰/۶۷(۵۴-۷۰)	۰/۵۸(۰/۴-۲/۳۲)	۱۲۸/۴۱
مهره های گردنی جانبی	۱۶/۴۹(۶/۳-۳۰)	۶۳/۲۶(۵۸-۷۳)	۰/۷۴(۰/۴۲-۰/۸۲)	۱۶۵/۲۳

جدول ۲ - دز موثر، دز موثر تجمعی، تعداد رادیوگرافی ها در یک سال و سرطان اضافی از انواع رادیوگرافی ها در کل جمعیت سبزوار در یکسال

معیانه	تعداد رادیوگرافی به ازای هزار نفر	تعداد رادیوگرافی در کل جمعیت	میانگین دز موثر	دز تجمعی در یکسال (نفر-سیورت)	تعداد سرطان های اضافی برای کل جمعیت سبزوار در یکسال
قفسه سینه	۹۰/۱۲	۴۰۵۵۴	۰/۱۱۲	۴/۵۴	۰/۲۲۷
شکم قدامی - خلفی	۱۱/۲۸	۵۰۷۴	۰/۰۷۹	۰/۴۰	۰/۰۲۰
لگن قدامی - خلفی	۱۴/۹۱	۶۷۰۹	۰/۱۶۳	۱/۰۹	۰/۰۵۴
مهره های کمری	۲۴/۹۰	۱۱۲۰۵	۰/۱۴۱	۱/۵۸	۰/۰۷۹
مهره های گردنی	۱۶/۱۲	۷۲۵۴	۰/۱۲۱	۰/۸۸	۰/۰۴۴

**۴- بحث و نتیجه گیری**

بدست آوردن این نتایج بر قبول نظریه LNT<sup>۱</sup> استوار است که این نظریه هنوز هم مورد تأیید ICRP و سایر مجامع علمی بین المللی مرتبط می باشد و در سطح بین المللی پذیرفته شده است. علاوه بر این فرض شده است که فراوانی انجام رادیوگرافی ها در این شهرستان همانند فراوانی انجام رادیوگرافی ها در کل کشور باشد با این فرضیه ها ریسک اضافی سرطان کشنده ناشی از این رادیوگرافی ها در جمعیت مورد نظر حدود ۰/۴۲ مورد ابتلا به سرطان کشنده در کل جمعیت این شهرستان در یکسال است. البته این محاسبات برای رادیوگرافی های ساده مورد مطالعه در این تحقیق انجام شده است.

در مطالعه ای که بر روی کارکنان رادیولوژی از سال ۱۹۹۵-۱۹۵۰ در کشور چین انجام شد ریسک نسبی برای لوسمی ۱/۷ و برای انواع دیگر سرطان ۱/۱ بود. در این تحقیق نتایج نشان می دهد که پرتوگیری منقطع طولانی مدت از منابع تابش یونساز هنگامی که دز تجمعی به حد معینی برسد می تواند باعث القاء سرطان بشود [۱۷].

در مطالعه ای که در تایوان روی ساکنان آپارتمانهایی که بطور اتفاقی آهن آلات مورد استفاده در ساختمان به کبالت-۶۰ رادیواکتیو آلوده شده بود انجام گردید دز موثر و دز موثر تجمعی این افراد برای ۲۰ سال از سال ۱۹۸۳ تا ۲۰۰۳ برآورد شد. میانگین دز موثر تجمعی ۴۰۰۰ نفر-سیورت بود که با فرمول مورد استفاده برای ارزیابی ریسک

توسط آنها ۳۱۲ مرگ ناشی از سرطان ناشی از این پرتوگیری مورد انتظار بود در حالی که در مجموع در این جمعیت ۵ مورد سرطان منجر به مرگ مشاهده شد [۹].

در مطالعه حاضر دز موثر تجمعی بسیار پایین تر از دز موثر تجمعی اشاره شده در مطالعه فوق می باشد. چنانچه دز ناشی از روش های تشخیصی دیگر از قبیل سی تی اسکن، آرتیوگرافی های تهاجمی، فلوروسکوپ و معاینات روده بزرگ با تنقیه باریم که دز جذبی بیمار در آنها به مراتب بیشتر از رادیوگرافی های رایج ساده است به آن افزوده شود این میزان به مقدار قابل توجهی بیشتر خواهد شد و این امر ضرورت تداوم چنین مطالعاتی و تعمیم آن به سایر روش های تشخیصی با اشعه X را تأیید می نماید.

**۵- تشکر و قدردانی**

این مقاله از پایان نامه کارشناسی ارشد استخراج شده است، بدینوسیله مؤلفین از معاونت محترم پژوهشی و شورای محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد بخاطر تصویب و تأمین هزینه انجام طرح و پایان نامه مرتبط سپاسگزارند. همچنین از کلیه پرسنل مراکز رادیولوژی شهر سبزوار که در انجام این طرح صمیمانه همکاری نمودند قدردانی می گردد.

**منابع**

1. International Commission on Radiological Protection (ICRP), recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Oxford: Pergamon Press; 1991.
2. National Radiological Protection Board, Advisory Group on Ionising Radiation. Guidelines on patient dose to promote the optimisation of protection for diagnostic medical exposures. Documents of the NRPB; 10(1), (Chilton, Didcot: NRPB) (1999).
3. 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).
4. Schauer DA, Linton OW. NCRP Report No. 160, Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, medical exposure--are we doing less with more, and is there a role for health physicists? Health Phys. 2009;97(1):1-5.

<sup>1</sup> Linear No Threshold

5. Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT, Hall EJ, Land CE, Little JB, et al. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2003;100(24):13761-6.
6. BEIR VII. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation, National Research Council of the National Academies, Washington D.C. (2006).
7. Cohen BL. Cancer risk from low-level radiation. *AJR Am J Roentgenol*. 2002;179(5):1137-43.
8. Nuclear Science- A Guide to the Nuclear Science Wall Chart ©2003 Contemporary Physics Education Project (CPEP), Appendix F Radiation Effects at Low Doses. Available at: <http://www.lbl.gov/abc/wallchart/teachersguide/pdf/~AppF.pdf>. Accessed Nov 26, 2011.
9. Chen W.L, Luan Y.C, Shieh M.C, Chen S.T, Kung H.T, Soong K.L, et al. Is Chronic Radiation an Effective Prophylaxis Against Cancer? *J Am Physicians Surg*, 2004;9(1):6-10.
10. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Annals of the ICRP 21(1-3), Pergamon Press, Oxford. 1991.
11. Huda W, Gkanatsios NA. Effective dose and energy imparted in diagnostic radiology. *Med Phys*. 1997;24(8):1311-6.
12. Bahreyni Toosi MT, Asadinezhad M. Survey of chest X-ray examination in Iran and suggestion of national diagnostic reference level (in Persian). *Iran J Med Phys*. 2006;2(9):11-22.
13. Burke K, Sutton D. Optimization and de-convolution of lithium fluoride TLD-100 in diagnostic radiology. *Br J radiol*. 1997; 70: 261-71.
14. National Radiological Protection Board. Medical exposure: Guidance on the 1990 recommendations of ICRP. Document of the NRPB. 4(2):24-9 London UK: HMSO 1993.
15. Martin CJ, Sutton DG, Orton CG. Practical Radiation Protection in Healthcare. *Medical Physics*. 2003;30:995.
16. Asadinezhad M, Bahreyni Toossi MT. Doses to patients in some routine diagnostic X-ray examinations in Iran: proposed the first Iranian diagnostic reference levels. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;132(4):409-14.
17. Wang JX, Zhang LA, Li BX, Zhao YC, Wang ZQ, Zhang JY, et al. Cancer incidence and risk estimation among medical x-ray workers in China, 1950-1995. *Health Phys*. 2002; 82(4):455-66.