

## تأثیر آلودگی نوترونی بر خطر ابتلا به سرطان ثانویه در پرتودرمانی ناحیه‌ی لگن با فوتون‌های ۱۸ مگاولت

امیرحسین کریمی<sup>۱</sup>، ناهید چگنی<sup>۲</sup>، ایرج جباری<sup>۳</sup>، مریم حسونند<sup>۴</sup>

## مقاله پژوهشی

## چکیده

**مقدمه:** امروزه پرتودرمانی با فوتون‌های پرنرژی به یک روش متداول در درمان سرطان تبدیل شده است. متأسفانه، فوتون‌های پرنرژی قادرند نوترون‌های ناخواسته‌ای را تولید کنند که می‌توانند خطر ابتلا به سرطان ثانویه را در اندام‌های سالم حفاظ‌گذاری نشده افزایش دهند.

**روش‌ها:** با استفاده از کد مونت‌کارولی MCNPX<sup>®</sup> بخش‌های اصلی یک شتاب‌دهنده‌ی خطی پزشکی با ولتاژ ۱۸ مگاولت شبیه‌سازی شد. سپس توان تولید نوترون شتاب‌دهنده (Q) و انرژی میانگین نوترون برای میدان‌های درمانی مختلف روی تخت درمان بررسی شد. همچنین، جهت تخمین خطر ابتلا به سرطان ثانویه، مقدار دز معادل نوترون در تعدادی از اندام‌های حیاتی بدن محاسبه شد. بدین منظور، فانتوم زنانه‌ی Medical internal radiation dosimetry (MIRD) در شبیه‌سازی‌های مونت‌کارلو لحاظ گردید.

**یافته‌ها:** کمیت Q برای میدان‌های درمانی مختلف گری/نوترون  $10^{12} \times (1/38 - 1/25)$  برآورد شد که حاکی از تولید ناخواسته و انبوه نوترون با انرژی میانگین  $0/59 - 0/90$  مگاالکترون‌ولت پیرامون شتاب‌دهنده می‌باشد. همچنین، خطر کل ابتلا به سرطان ثانویه در اندام‌های حفاظ‌گذاری نشده،  $0/0924$  درصد برآورد شد که در این میان، معده با  $0/216$  درصد بیشترین احتمال و تیروئید با  $0/005$  درصد کمترین احتمال ابتلا به سرطان ثانویه را دارا بودند.

**نتیجه‌گیری:** با نظر به مقادیر تخمین زده شده در این مطالعه برای احتمال بروز صدمات بیولوژیک، پیشنهاد می‌شود در درمان تومورهای عمقی به روش‌های سنتی، فوتون‌های ۱۵ مگاولت، که آسیب بیولوژیک کمتری دارند، به فوتون‌های ۱۸ مگاولت ترجیح داده شوند.

**واژگان کلیدی:** پرتودرمانی، نوترون‌ها، سرطان، ثانویه، ارزیابی خطر، احتمال

**ارجاع:** کریمی امیرحسین، چگنی ناهید، جباری ایرج، حسونند مریم. تأثیر آلودگی نوترونی بر خطر ابتلا به سرطان ثانویه در پرتودرمانی ناحیه‌ی لگن با فوتون‌های ۱۸ مگاولت. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۸؛ ۳۷ (۵۱۹): ۲۲۷-۲۲۲

پرتوی فوتونی به بخش قابل توجهی نوترون می‌انجامد و به نوبه‌ی خود، خطر ابتلا به سرطان ثانویه را افزایش می‌دهد.

تولید ناخواسته‌ی نوترون در سر شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی، از طریق فرایند تشدید دو قطبی غول‌آسا ( $\gamma, n$ ) صورت می‌گیرد (۴). حداقل انرژی فوتونی مورد نیاز برای وقوع این واکنش، ۷ مگاالکترون‌ولت است و به همین دلیل، امروزه بیشتر مراکز نوین پرتودرمانی به استفاده از فوتون‌های ۶ مگاولت رغبت یافته‌اند تا بدین طریق، از میزان آلودگی نوترون بکاهند. با این وجود، به دلیل محدودیت فوتون‌های ۶ مگاولت جهت نفوذ در اعماق بدن، هنوز هم استفاده از فوتون‌های ۱۸ مگاولت در پرتودرمانی ناحیه‌ی لگن امری مرسوم است. همان‌گونه که گفته شد، چنین فوتون‌هایی از توانایی بالایی در تولید

## مقدمه

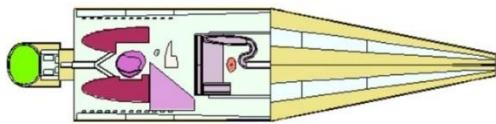
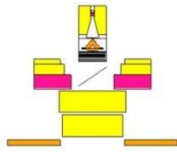
امروزه، آمار رو به رشد سرطان به یکی از چالش‌های جدی پزشکان جهت درمان بیماران تبدیل شده است. با وجود توسعه‌ی روزافزون شیوه‌های پرتودرمانی، هم‌اکنون فراگیرترین روش برای تسکین و درمان این بیماران، پرتودهی با فوتون‌های مگاولتاژ است. چنین پرتوهایی توسط شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی (Medical linear accelerator یا LINAC) تولید می‌شود و نسبت به پرتوهای فوتونی کیلوولتاژ دارای مزایای چشم‌گیری می‌باشد که در این باره می‌توان به یکنواختی توزیع دز، اثر حفاظتی پوست، تیزی و پراکندگی کمتر اشاره کرد (۱). با وجود چنین مزایایی، در خصوص تولید ناخواسته‌ی نوترون در سر شتاب‌دهنده، نگرانی‌هایی وجود دارد (۲-۳)؛ چرا که به آلوده شدن

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران

۲- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران

۳- استادیار، گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده‌ی علوم و فن‌آوری‌های نوین، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۴- استادیار، دانشکده‌ی فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران



شکل ۱. نمای دو بعدی از سر شتاب‌دهنده‌ی خطی و فانتوم MIRD زنانه (چپ جانبی)

در مطالعه‌ی اخیر چگنی و همکاران (۴)، توزیع دز فوتونی حاصل از این مدل در فانتوم آب، با توزیع دزهای تجربی به تفصیل محک زده شد و با شاخص گاما (۱۳) اعتبارسنجی شد که حاکی از انطباق خوب دزهای محاسباتی و تجربی با یکدیگر بود. بنابراین، با اطمینان از صحت مدل در مد الکترتون- فوتون، تنها مد نوترون به آن اضافه و در این مطالعه استفاده شد. به طور خلاصه، توزیع انرژی پرتوی الکترونی برخوردی به هدف شتاب‌دهنده در این مدل به صورت گوسی با انرژی متوسط  $18/3$  مگاالکترون ولت و پهنای نیم بیشینه (Full width of half maximum)  $1/2$  مگاالکترون ولت در نظر گرفته شد. توزیع فضایی انرژی پرتوی الکترونی نیز به صورت گوسی با پهنای نیم بیشینه  $0/14$  سانتی متر لحاظ شد.

در ابتدا، برای اطمینان از صحت مدل شبیه‌سازی شده در محاسبات نوترونی، توان تولید نوترون شتاب‌دهنده برای میدان‌های درمانی  $5 \times 5$ ،  $15 \times 15$  و  $30 \times 30$  سانتی متر مربع، بر اساس روش پیشنهادی McGinley و همکاران (۱۴) محاسبه شد. برای این منظور، جریان نوترونی با استفاده از تالی  $F1$  روی کره‌ای به مرکز هدف شتاب‌دهنده و به شعاع  $100$  سانتی متر محاسبه شد.

با استفاده از تالی شار نقطه‌ای (F5)، انرژی میانگین نوترون‌ها در فاصله‌ی  $100$  سانتی متری از هدف روی تخت درمانی (ایزوستتر) و همچنین، در نقاطی به فاصله‌ی  $20$ ،  $40$  و  $60$  سانتی متری از ایزوستتر روی تخت درمان برای میدان‌های درمانی  $5 \times 5$ ،  $15 \times 15$  و  $30 \times 30$  سانتی متر مربع مورد محاسبه قرار گرفت.

جهت برآورد دز نوترون در اندام‌های بدن بیمار، فانتوم زنانه‌ی Medical internal radiation dosimetry (MIRD) (۱۵) در چهار جهت قدامی - خلفی، خلفی - خلفی، راست جانبی و چپ جانبی مورد شبیه‌سازی قرار گرفت. بدین وسیله، برای یک رژیم درمانی نمونه، مرکز جرم رحم (Uterus) در ایزوستتر تحت میدان درمانی  $5 \times 5$  سانتی متر مربع مورد تابش قرار داده شد و با استفاده از تالی دز

نوترون برخوردارند که به نوبه‌ی خود خطر بروز سرطان ثانویه را افزایش می‌دهند. متأسفانه، این مهم در بیشتر سیستم‌های طراحی درمانی لحاظ نشده است. از این رو، بررسی ابعاد مختلف این موضوع غیر قابل چشم‌پوشی است. دزیمترهای نوترونی که برای دزسنجی در این گونه موارد به کار می‌روند، دارای محدودیت‌های فنی می‌باشند؛ به طوری که در بهترین شرایط، به خطای  $10$  درصد در اندازه‌گیری منتهی می‌شوند (۵) و از طرفی، انجام چنین دزیمتری‌هایی در داخل بدن به صورت مستقیم عملی نیست (۶). استفاده از کدهای مونت کارلو تا حد زیادی این محدودیت‌ها را برطرف می‌کند و برآورد بسیار دقیقی از دز نوترون رسیده به بیماران به دست می‌دهد.

مطالعات گذشته نشان می‌دهد با تغییر اندازه‌ی میدان درمانی یا تغییر موقعیت آشکارساز روی تخت درمان، میزان دز نوترون به طور قابل توجهی (در بعضی موارد تا حدود  $5$  میلی‌سیورت) دستخوش تغییر می‌شود (۶-۷). به علاوه، افزایش انرژی فوتون‌های درمانی، به افزایش دز نوترون در اندام‌های حیاتی بیمار منجر می‌شود تا جایی که بیشتر نگرانی‌ها بر درمان با فوتون‌های  $15$  و  $18$  مگا‌ولت متمرکز می‌گردد (۸). با استفاده از روش مونت کارلو، محمدی و همکاران (۹) خطر ابتلا به سرطان ثانویه در پرتودرمانی با فوتون‌های  $15$  مگا‌ولت را  $0/05$  درصد ارزیابی کردند. به دنبال آن، خباز و همکاران (۱۰) خطر ابتلا به سرطان ثانویه در پرتودرمانی با فوتون‌های  $18$  مگا‌ولت را  $0/217$  درصد تخمین زدند. شبیه‌سازی‌های کامپیوتری در مطالعه‌ی خباز و همکاران (۱۰) بر یک مدل ساده (در عین حال بدیع) از شتاب‌دهنده‌ی خطی استوار بود که نسبت به شتاب‌دهنده‌های Varian  $2100$  CD از توان تولید نوترون کمتری برخوردار بود. علاوه بر آن، جهت محاسبه‌ی دز معادل نوترون در اندام‌های بدن، از ضرایب تبدیل شار به دز محیطی استفاده شده بود؛ حال آن که این ضرایب، به طور اساسی برای چنین محاسباتی تعیین نشده‌اند و لازم است به طور مستقیم از طریق ضرایب وزنی تابش به محاسبه‌ی دز معادل نوترون در اندام‌های بدن بیمار مبادرت نمود.

با در نظر گرفتن این چالش‌ها و با بهره‌گیری از روش مونت کارلو، مطالعه‌ی پیش رو با هدف ارزیابی خطر ابتلا به سرطان ثانویه در اثر آلودگی نوترون انجام شد.

### روش‌ها

در این مطالعه، کد مونت کارلوی  $MCNPX^{\text{®}}$  (۲.۷) (۱۱) برای شبیه‌سازی تولید فوتون‌نوترون در سر شتاب‌دهنده‌ی Varian  $2100$  CD  $18$  MV مورد استفاده قرار گرفت. مشخصات قطعات اصلی سر شتاب‌دهنده، از کارخانه‌ی سازنده و همچنین، مطالعه‌ی Alem-Bezoubiri و همکاران (۱۲) اقتباس شد (شکل ۱).

کنش‌های نوترون، فوتون و الکترون با ماده، به ترتیب داده‌های کتابخانه‌های MCPLIB ۰۴، ENDF/B-VII، و ۰۳ EL استفاده شد.

### یافته‌ها

توان تولید نوترون شتاب‌دهنده برای میدان‌های درمانی  $۵ \times ۵ \times ۱۵$  و  $۳۰ \times ۳۰ \times ۳۰$  سانتی‌متر مربع به ترتیب  $۱۰^{۱۲} \times ۱/۳۸$ ،  $۱۰^{۱۲} \times ۱/۳۶$  و  $۱۰^{۱۲} \times ۱/۲۵$  نوترون/گری برآورد شد.

مقادیر انرژی میانگین نوترون روی تخت درمان برای اندازه‌ی میدان‌های درمانی مختلف در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. مقادیر انرژی میانگین نوترون روی تخت درمان برای اندازه‌ی

میدان‌های درمانی مختلف

فاصله از ایزوستتر (cm)	انرژی میانگین (مگاالکترون‌ولت)		
	$۵ \times ۵ \text{ cm}^2$	$۱۵ \times ۱۵ \text{ cm}^2$	$۳۰ \times ۳۰ \text{ cm}^2$
۰	۰/۸۰	۰/۸۵	۰/۹۰
۲۰	۰/۵۹	۰/۶۷	۰/۷۸
۴۰	۰/۵۹	۰/۶۵	۰/۷۱
۶۰	۰/۶۲	۰/۶۵	۰/۶۸

جذب (F<sub>۶</sub>)، دز جذب نوترون در اندام‌های حیاتی بدن بیمار تخمین زده شد. با بهره‌گیری از ضریب وزنی تابش  $W_R = ۲۰$  (۱۶)، مقادیر دز جذب حاصل به دز معادل تبدیل شد. در پایان، با استفاده از ضرایب ارایه شده در گزارش ۱۱۶ کنگره‌ی ملی حفاظت پرتویی (National Council on Radiation Protection and Measurements) یا (NCRP) (۱۷)، خطر ابتلا به سرطان ثانویه (اندام‌های در معرض خطر) به ازای ۷۰ گری دز فوتون به رحم برآورد شد.

آگاهی از انرژی میانگین نوترون‌ها، جهت مقاصد حفاظت پرتویی و گزینش صحیح ضرایب وزنی تابش امری ضروری است (۱۸). نشان داده شده است که اگر تغییر انرژی نوترون پیرامون شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی در نظر گرفته نشود، اندازه‌گیری‌ها تا ۲۰ درصد با عدم قطعیت همراه خواهند بود (۱۸، ۶). با توجه به این ضرورت، انرژی میانگین نوترون در محل ایزوستر برای میدان‌های درمانی مختلف و همچنین، در نقاط مختلف روی تخت درمان گزارش شد.

در این مطالعه، از کتابخانه‌های LA ۱۵۰ u، CNDC ۰۱ u و KAERI ۰۱ u برای شبیه‌سازی‌های کامپیوتری تولید فوتون‌نوترون در سر شتاب‌دهنده به کار گرفته شد. همچنین، برای در نظر گرفتن بر هم

جدول ۲. دز معادل نوترون در اندام‌های حفاظت نشده‌ی بیمار

اندام	دز معادل نوترون (میلی‌سیورت/گری)			
	قدامی - خلفی	خلفی - قدامی	راست جانبی	چپ جانبی
آدرنال‌ها	۰/۰۶	۰/۷۷	۰/۰۶	۰/۲۴
پوست	۰/۹۵	۱/۰۲	۱/۰۵	۱/۰۱
پانکراس	۰/۲۱	۰/۲۳	۰/۰۲	۰/۱۵
تیروئید	۰/۲۱	۰/۰۸	۰/۰۳	۰/۰۹
تیموس	۱/۱۰	۰/۰۴	۰/۰۶	۰/۳۲
رحم	۰/۶۹	۰/۴۰	۰/۱۱	۰/۳۳
روده	۰/۳۹	۰/۲۵	۰/۱۱	۰/۲۲
ریه‌ها	۰/۳۲	۰/۴۸	۰/۲۴	۰/۳۱
سینه‌ها	۱/۵۲	۰/۰۶	۱/۰۱	۰/۹۱
طحال	۰/۱۱	۰/۵۹	۰/۰۱	۰/۲۹
قلب	۰/۵۰	۰/۱۱	۰/۰۸	۰/۲۰
کبد	۰/۴۷	۰/۲۴	۰/۴۴	۰/۲۹
کلیه‌ها	۰/۰۵	۱/۱۸	۰/۱۳	۰/۳۷
کولون	۰/۴۲	۰/۲۱	۰/۱۶	۰/۲۴
گونادها	۰/۲۷	۰/۳۰	۰/۱۹	۰/۲۴
مثانه	۱/۱۴	۰/۱۲	۰/۱۰	۰/۳۶
مری	۰/۱۱	۰/۲۸	۰/۰۶	۰/۱۳
معهده	۰/۶۹	۰/۱۰	۰/۰۱	۰/۲۸
مغز	۰/۱۵	۰/۲۳	۰/۲۶	۰/۲۲

نوترون در ایزوستتر برای میدان  $30 \times 30$  سانتی متر مربع، مقدار  $0.90$  مگاالکترون ولت گزارش شده است (جدول ۱) که با مقدار  $0.62$  مگاالکترون ولت در مطالعه‌ی Alem-Bezoubiri و همکاران (۱۲) قابل مقایسه است. این جدول، نشان می‌دهد فوتونوترون‌های تولید شده در سر شتاب‌دهنده، دارای انرژی در ناحیه‌ی نوترون‌های سریع هستند؛ یعنی محدوده‌ای که ضرایب وزنی تابش مقادیر بزرگی دارند (۱۹). از این رو، فوتونوترون‌های تولیدی منجر به تحویل ناخواسته‌ی بخش قابل توجهی دز به بدن بیمار خواهند شد. مقادیر گزارش شده برای دز معادل نوترون با مقادیر متناظر گزارش شده در مطالعه‌ی خباز و همکاران (۱۰) متفاوت است؛ چرا که نوع ضرایب انتخابی برای ارزیابی دز معادل نوترون و نیز نوع شتاب‌دهنده‌ی مورد مطالعه یکسان نبوده است. در مطالعه‌ی خباز و همکاران (۱۰)، از ضرایب تبدیل شار به دز محیطی جهت برآورد دز معادل نوترون در اندام‌ها استفاده شده است؛ حال این که این ضرایب، به طور اساسی دارای جنبه‌ی عملیاتی هستند تا حفاظتی (۱۹).

خطر ابتلا به سرطان ثانویه‌ی ناشی از نوترون‌ها برای کل بدن مقدار  $0.924$  درصد برآورد شد که به طور قابل توجهی از  $0.05$  درصد گزارش شده در مطالعه‌ی محمدی و همکاران روی فوتون‌های ۱۵ مگاولت (۹) بزرگ‌تر است. خطر برآورد شده در این مطالعه، از  $0.217$  درصد گزارش شده در مطالعه‌ی خباز و همکاران (مدل ساده‌ی شتاب‌دهنده‌ی Siemens) (۱۰)  $60$  درصد کوچک‌تر است؛ چرا که همان‌گونه که اشاره شد، در مطالعه‌ی خباز و همکاران (۱۰)، ضرایب انتخابی برای ارزیابی دز معادل نوترون، ضرایب تبدیل شار به دز محیطی بوده است؛ حال آن که این ضرایب، اغلب جنبه‌ی عملیاتی دارند تا حفاظتی. بیشترین خطر ابتلا به معده با  $0.216$  درصد و کمترین خطر ابتلا به تیروئید با  $0.005$  درصد نظیر می‌شود. در نگاه اول، این ارقام کوچک به نظر می‌آیند، اما با توجه به توصیه‌های متعدد کمیته‌های حفاظت پرتویی (۱۹، ۱۸-۱۶) مبنی بر کاهش حداکثری میزان صدمات احتمالی، قابل تأمل هستند. از این رو، با مقایسه‌ی نتایج حاصل از این مطالعه و مطالعه‌ی محمدی و همکاران (۹)، توصیه می‌شود به جای درمان تومورهای عمقی با فوتون‌های ۱۸ مگاولت، از فوتون‌های ۱۵ مگاولت که دارای خطرات بیولوژیک کمتری هستند، استفاده شود. در هر حال، به نظر می‌آید، تخمین خطر ابتلا به سرطان ثانویه‌ی ناشی از آلودگی نوترون فوتون‌های ۱۸ مگاولت در پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته، موضوع جالب توجهی است که می‌تواند مبنای پژوهش‌های آتی قرار گیرد.

دز معادل نوترون در اندام‌های حیاتی بیمار حین تحویل ۱ گری دز فوتون به رحم، در چهار جهت تابشی (AP, PA, RL و LL) در جدول ۲ خلاصه شده است. جهت آرایه‌ی نتایج با دقت بالا، حداقل ۲ میلیارد تاریخچه برای شبیه‌سازی‌ها انتخاب شد تا خطای نسبی محاسبات کمتر از ۵ درصد باقی بماند.

در جدول ۳، مقادیر تخمین زده شده برای خطر ابتلا به سرطان ثانویه (پوست، تیروئید، ریه‌ها، سینه‌ها، کبد، کولن، گونادها، مثانه، مری، معده و باقی‌مانده‌ی بدن) در بیماران تحت پرتودرمانی با ۷۰ گری دز فوتون ۱۸ مگاولت در ناحیه‌ی لگن گزارش شده است. در این مطالعه، اعضای باقی‌مانده‌ی بدن عبارت از آدرنال‌ها، پانکراس، تیموس، رحم، روده، طحال، کلیه‌ها و مغز می‌باشند.

جدول ۳. خطر ابتلا به سرطان ثانویه

اندام	احتمال (درصد)
پوست	۰/۰۰۱۴
تیروئید	۰/۰۰۰۵
ریه‌ها	۰/۰۱۸۴
سینه‌ها	۰/۰۱۲۷
کبد	۰/۰۰۳۰
کولون	۰/۰۱۴۳
گونادها	۰/۰۰۱۷
مثانه	۰/۰۰۷۶
مری	۰/۰۰۲۷
معده	۰/۰۲۱۶
اعضای باقی مانده‌ی بدن	۰/۰۰۸۴
کل	۰/۰۹۲۴

### بحث

در این مطالعه، با بهره‌گیری از روش مونت کارلو، تولید فوتونوترون پیرامون شتاب‌دهنده‌ی Varian 2100 CD 18 MV مورد ارزیابی قرار گرفت و میزان دز نوترون ناخواسته‌ی بیمار تخمین زده شد. در ابتدا، توان تولید نوترون شتاب‌دهنده در میدان‌های درمانی مختلف به طور میانگین  $10^{12} \times 1/33$  نوترون/گری برآورد شد که نسبت به توان تولید نوترون شتاب‌دهنده‌ی Siemens در مطالعه‌ی خباز و همکاران (۱۰)، حدود ۵۰ درصد بزرگ‌تر است؛ چرا که هدف شتاب‌دهنده‌ی Varian از جنس تنگستن است که نسبت به نمونه‌ی به کار رفته در شتاب‌دهنده‌ی Siemens (طلا) از سطح مقطع تولید نوترون بیشتری برخوردار است.

جدول ۱، بر وابستگی انرژی نوترون به اندازه‌ی میدان درمانی دلالت دارد. واضح است که نوترون‌ها در ایزوستتر نسبت به سایر نقاط روی تخت درمان، پرتو انرژی‌تر هستند. انرژی میانگین

عمل آورند. همچنین، نویسندگان مراتب تقدیر و تشکر صمیمانه‌ی خود را از مرکز ابر رایانش ملی شیخ بهایی (تحت حمایت معاونت علمی و فن‌آوری ریاست جمهوری و دانشگاه صنعتی اصفهان) به جهت استفاده از امکانات پردازشی ابر از می‌نمایند.

### تشکر و قدردانی

این مطالعه برگرفته از طرح تحقیقاتی به شماره‌ی U-97185 و کد اخلاق IR.AJUMS.REC.1397.794 مصوب در دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز می‌باشد. نویسندگان بر خود لازم می‌بینند از حمایت‌های معاونت پژوهشی این دانشگاه تشکر و قدردانی به

### References

1. Das IJ, Kase KR. Higher energy: Is it necessary, is it worth the cost for radiation oncology? *Med Phys* 1992; 19(4): 917-25.
2. Shahbazi-Gahrouei D, Khosravi M, Jabbari K, Gheisari R. Measurement of photoneutron dose in the linear accelerator at the radiation therapy section of Seyed-Al-Shohada Hospital, Isfahan, Iran. *J Isfahan Med Sch* 2012; 29(166): 2330-9. [In Persian].
3. Vega-Carrillo HR, de Leon-Martinez HA, Rivera-Perez E, Luis Benites-Rengifo J, Gallego E, Lorente A. Induced radioisotopes in a linac treatment hall. *Appl Radiat Isot* 2015; 102: 103-8.
4. Chegeni N, Karimi AH, Jabbari I, Arvandi S. Photoneutron dose estimation in grid therapy using an anthropomorphic phantom: A Monte Carlo study. *J Med Signals Sens* 2018; 8(3): 175-83.
5. Chibani O, Ma CM. Photonuclear dose calculations for high-energy photon beams from Siemens and Varian linacs. *Med Phys* 2003; 30(8): 1990-2000.
6. Karimi AH, Brkic H, Shahbazi-Gahrouei D, Haghighi SB, Jabbari I. Essential considerations for accurate evaluation of photoneutron contamination in Radiotherapy. *Appl Radiat Isot* 2019; 145: 24-31.
7. Mohammadi A, Afarideh H, Abbasi Davani F, Arbabi A. New aspect determination of photoneutron contamination in 18 MV medical linear accelerator. *Radiat Meas* 2016; 95: 55-61.
8. Mohammadi N, Miri-Hakimabad SH, Rafat-Motavalli L. A Monte Carlo study for photoneutron dose estimations around the high-energy linacs. *J Biomed Phys Eng* 2014; 4(4): 127-40.
9. Mohammadi N, Miri-Hakimabad H, Rafat-Motavalli L, Akbari F, Abdollahi S. Patient-specific voxel phantom dosimetry during the prostate treatment with high-energy linac. *J Radioanal Nucl Chem* 2015; 304(2): 785-92.
10. Khabaz R, Boodaghi R, Benam MR, Zanganeh V. Estimation of photoneutron dosimetric characteristics in tissues/organs using an improved simple model of linac head. *Appl Radiat Isot* 2018; 133: 88-94.
11. Pelowitz DB, Durkee JW, Elson JSLANL, Fensin ML, Hendricks JSLANL, James MR, et al. MCNPX 2.7.0 extensions. Los Alamos, NM: Los Alamos National Lab (LANL); 2011.
12. Alem-Bezoubiri A, Bezoubiri F, Badreddine A, Mazrou H, Lounis-Mokrani Z. Monte Carlo estimation of photoneutrons spectra and dose equivalent around an 18MV medical linear accelerator. *Radiat Phys Chem* 2014; 97: 381-92.
13. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25(5): 656-61.
14. McGinley PH, Wood M, Mills M, Rodriguez R. Dose levels due to neutrons in the vicinity of high-energy medical accelerators. *Med Phys* 1976; 3(6): 397-402.
15. Han EY, Bolch WE, Eckerman KF. Revisions to the ORNL series of adult and pediatric computational phantoms for use with the MIRD schema. *Health Phys* 2006; 90(4): 337-56.
16. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP* 2007; 37(2-4): 1-332.
17. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). Report No. 116 - Limitation of exposure to ionizing radiation. Bethesda, MD: NCRP; 1993.
18. Brkic H, Ivkovic A, Kasabasic M, Poje Sovilj M, Jurkovic S, Stimac D, et al. The influence of field size and off-axis distance on photoneutron spectra of the 18 MV Siemens Oncor linear accelerator beam. *Radiat Meas* 2016; 93: 28-34.
19. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. Adopted by the ICRP and ICRU in September 1995. *Ann ICRP* 1996; 26(3-4): 1-205.

## The Effect of Neutron Contamination on Probability of Secondary Cancer in Radiotherapy of Pelvic Region with 18-MV Photons

Amir Hossein Karimi<sup>1</sup>, Nahid Chegeni<sup>2</sup>, Iraj Jabbari<sup>3</sup>, Maryam Hassanvand<sup>4</sup>

### Original Article

#### Abstract

**Background:** Today, radiotherapy with high-energy photons is used as a common modality for cancer treatment. Unfortunately, high-energy photons can produce unwanted neutrons, and subsequently lead to increase the risk of secondary cancer in unshielded healthy organs.

**Methods:** Using Monte Carlo (MC) code (MCNPX<sup>®</sup>), the main parts of a typical Medical Linear Accelerator (LINAC) was modeled in 18 MV. Then, neutron source strength (Q) of the LINAC and neutron mean energy were evaluated for different treatment fields, and also different points at the treatment table. Additionally, to estimate the probability of secondary cancer risk, the neutron equivalent dose was calculated at some of the human's critical organs. For this purpose, the female medical internal radiation dosimetry (MIRD) phantom was included in the MC simulations.

**Findings:** The Q was found as 1.25-1.38 (all in  $10^{12}$  n/Gy) for different treatment fields meaning significant portion of neutrons with a mean energy of 0.59-0.90 MeV around the LINAC. Additionally, the total secondary cancer risk in unshielded healthy organs was calculated as 0.0924% which maximum and minimum were related to stomach (0.0216%) and thyroid (0.0005%), respectively.

**Conclusion:** Regarding the estimated values for the probability of secondary cancer risk, it is suggested that in conventional radiotherapy of deeply seated tumors, the 15-MV photons are preferred instead of using 18-MV photons due to their less biological side effects.

**Keywords:** Radiotherapy, Neutrons, Cancer, Secondary, Risk assessment, Probability

**Citation:** Karimi AH, Chegeni N, Jabbari I, Hassanvand M. **The Effect of Neutron Contamination on Probability of Secondary Cancer in Radiotherapy of Pelvic Region with 18-MV Photons.** J Isfahan Med Sch 2019; 37(519): 222-7.

1- MSc Student, Department of Medical Physics, Student Research Committee, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

2- Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran

3- Assistant Professor, Department of Nuclear Engineering, School of Advanced Sciences and Technologies, University of Isfahan, Isfahan, Iran

4- Assistant Professor, Department of Physics, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran

**Corresponding Author:** Nahid Chegeni, Email: chegenin@gmail.com