

## اندازه‌گیری مقدار دوز فوتونوترون در شتاب دهنده‌ی اتاق درمان بخش رادیوتراپی بیمارستان سیدالشهدای (ع) اصفهان

دکتر داریوش شهبازی<sup>۱</sup>، مصطفی خسروی<sup>۲</sup>، دکتر کیوان جباری<sup>۳</sup>، دکتر روح ا... قیصری<sup>۴</sup>

### چکیده

**مقدمه:** امروزه رادیوتراپی با شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی پرانرژی یکی از تکنیک‌های درمان مؤثر بیماری‌های بدخیم به شمار می‌رود. در این دستگاه‌ها از برهم‌کنش فوتون‌های پرانرژی با مواد متفاوت درون دستگاه، آلودگی فوتونوترونی تولید می‌شود. فوتونوترون‌های ایجاد شده دارای طیف وسیعی می‌باشند. شار کل نوترون‌های تولید شده بر واحد دوز اشعه در ایزوستتر برابر با مجموع شار نوترون‌های پراکنده، مستقیم و گرمایی است. در این مطالعه به محاسبه‌ی این آلودگی در ۱۵ نقطه‌ی اتاق درمان دستگاه Saturne20 در بیمارستان سیدالشهدای (ع) اصفهان در انرژی ۱۸ MV پرداختیم.

**روش‌ها:** برای انجام این تحقیق و به دست آوردن دوز نوترون از ۳۰ عدد آشکارساز TLD-600 و TLD-700 (Thermoluminescent dosimeter) در ۱۵ نقطه‌ی اتاق به طور کاتوره‌ای استفاده شد. لازمه‌ی استفاده از TLDها انجام دو نوع کالیبراسیون گامایی و نوترونی است. اولی با چشمه‌ی  $^{60}\text{Co}$  در بیمارستان سیدالشهدای (ع) و دومی با چشمه‌ی Am-Be در مرکز دوزیمتری استاندارد انرژی اتمی (SSDL یا Secondary standard dosimetry lab) مرکز کرج انجام گرفت. عمل پرتوگیری آشکارسازها در حین درمان یک بیمار با دوز ۱۰۰ cGy و زمان ۱۱۱ MU صورت گرفت.

**یافته‌ها:** نتایج حاصل از آشکارسازهای TLD در همه‌ی موارد در حدود میلی‌سیورت (mSv) و کمتر از آن بود؛ به طوری که مقدار دوز اندازه‌گیری شده در آشکارسازهای شماره‌ی ۱ برابر با ۰/۳۷۸، شماره‌ی ۲ برابر با ۰/۶۵۲، شماره‌ی ۳ برابر با ۰/۶۹۳، شماره‌ی ۱۰ برابر با ۰/۰۶۰۵ و شماره‌ی ۱۵ برابر با ۰/۶۷۱ میلی‌سیورت به دست آمد.

**نتیجه‌گیری:** مقداری آلودگی فوتونوترونی در اتاق درمان در حین درمان وجود دارد که اغلب در طراحی درمان منظور نمی‌شود و این موضوع باعث دریافت دوز اضافی بیمار می‌گردد.

**واژگان کلیدی:** دوزیمتری، آلودگی فوتونوترونی، آشکارساز (TLD)، اتاق درمان.

### مقدمه

نمودارهای ایزودوز مناسب اشاره کرد. با توجه به همین موارد، امروزه این روش درمانی به عنوان یک روش درمانی استاندارد کلینیکی مطرح می‌شود. اما با وجود همه‌ی این مزایا، اگر انرژی فوتون‌های تولید شده برای درمان، توسط این دستگاه‌ها بیشتر از ۷ MeV باشد، این انرژی از آستانه‌ی تولید فوتونوترون در فلزات سنگین به کار رفته در آن دستگاه‌ها بیشتر می‌شود و نوترون‌هایی که به همراه میدان

اغلب از شتاب دهنده‌های خطی در روش پرتودرمانی برای درمان بیماری سرطان استفاده می‌شود. این دستگاه‌ها قابلیت استفاده در دو گونه‌ی الکترونی و فوتونی را دارند. از مزایای مهم این شتاب دهنده‌های خطی در استفاده از پرتوهای پرانرژی X می‌توان به کم بودن دوز سطحی پوست، دوز عمقی بالا، دوز پراکنده‌ی کمتر برای بافت‌های خارج هدف و

<sup>۱</sup> استاد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

<sup>۲</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

<sup>۳</sup> استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

<sup>۴</sup> دانشیار، گروه فیزیک، دانشکده‌ی علوم، دانشگاه خلیج فارس، بوشهر، ایران

## روش‌ها

دستگاه‌های شتاب دهنده‌ی خطی پزشکی اصلی‌ترین ابزارهای مراکز رادیوتراپی در ایران جهت درمان بیماران سرطانی می‌باشد و دقت بیشتر در درمان با این دستگاه‌ها موجب آسیب کمتر به بافت‌های سالم بیماران و پرسنل پرتوکار می‌شود. اگر چه دیوارهای اتاق درمان برای تضعیف پرتوهای اولیه و ثانویه‌ی X محافظت می‌شود و این حفاظ برای تضعیف نوترون‌ها کافی است، اما با وجود این ممکن است نوترون‌ها در ورودی اتاق درمان پراکنده شده، موجب مشکلات پرتوی در منطقه‌ی وسیعی از اتاق درمان شود (۸). در شکل ۱ نمای شماتیک دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی Saturne20 نشان داده شده است.

در این تحقیق، برای اندازه‌گیری میزان دوز جذب شده در ۱۵ نقطه از اتاق درمان، از آشکارسازهای ترمولومینسانس (Thermoluminescent dosimeter) یا TLD) با نمادهای TLD-600 و TLD-700 استفاده شد. این آشکارسازها دارای شکل هندسی مکعب مستطیل با ابعاد  $0.2 \times 3 \times 3$  میلی‌متر و ساخت شرکت Harshaw بود. ماده‌ی سازنده‌ی این آشکارسازها یکسان ولی درصد  $^6\text{Li}$  و  $^7\text{Li}$  در آن‌ها بسیار متفاوت است (جدول ۱).

دلیل انتخاب TLD-600 این بود که این نوع آشکارساز با  $^6\text{Li}$ ، که دارای سطح مقطع بالایی (در حدود

جدول ۱. فراوانی  $^6\text{Li}$  و  $^7\text{Li}$  در آشکارسازهای ترمولومینسانس (TLD)

| نوع      | ابزار<br>دوزیمتری | $^6\text{Li}$ | بار مؤثر<br>هسته‌ای ( $Z_{\text{eff}}$ ) | $^7\text{Li}$ |
|----------|-------------------|---------------|--|---------------|
| MCP-600* | نوترون            | ۹۵/۶          | ۸/۲                                      | ۴/۴           |
| MCP-700* | گاما و بتا        | ۰/۱           | ۸/۲                                      | ۹۹/۹          |

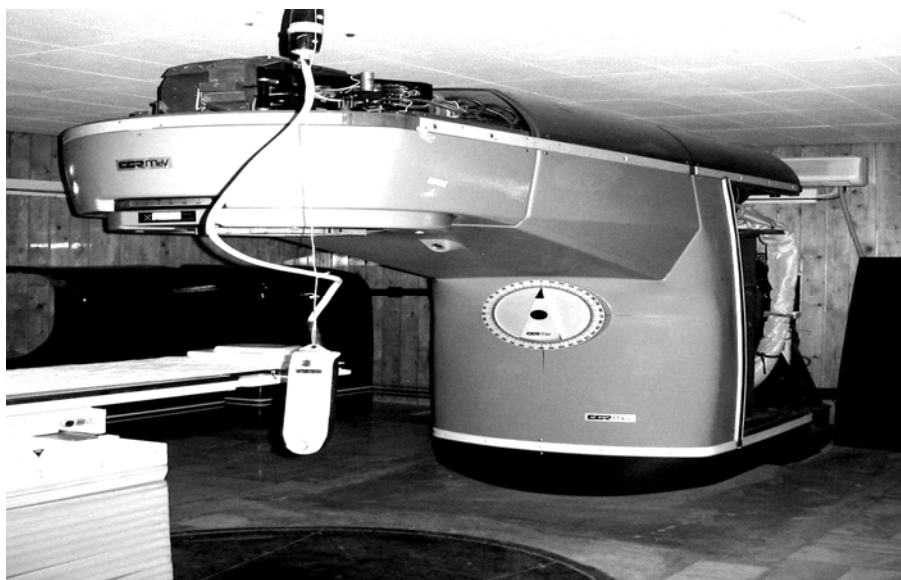
\* MCP-600 همان  $^6\text{LiF:Mg,Ti}$  و MCP-700 همان  $^7\text{LiF:Mg,Ti}$

می‌باشد (۹).

فوتونی به بیمار برخورد می‌کند، تولید می‌گردد (۳-۱). در روش‌های درمانی مرسوم، آلودگی حاصل از برخورد فوتون با مواد موجود در مسیر آن، برای بیمار در نظر گرفته نمی‌شود؛ در حالی که، اثر بیولوژیک نوترون‌ها به طور اساسی بیشتر از فوتون‌ها است و مقدار دوز کم آن می‌تواند خطر یک سرطان دیگر را در بیمار به همراه داشته باشد.

چشمه‌های تولید فوتونوترون‌ها در شتاب دهنده‌ها شامل هدف، کلیماتورهای اولیه و ثانویه، فیلتر مسطح کننده، حفاظ‌های سر دستگاه، در و دیوارهای اتاق درمان، بتون و چوب آن گزارش شده است (۴-۱). بنابراین، تولید این فوتونوترون‌ها در اتاق درمان و اطراف آن چالش بزرگی را برای متخصصین حفاظت پرتویی ایجاد کرده است؛ به طوری که این موضوع موجب می‌شود، بیماران و پرتوکاران در معرض پرتوی اضافی قرار گیرند (۷-۵). در یک مطالعه، در شتاب دهنده‌ی پزشکی Varian 2100، دوز معادل محصور شده در نقطه‌ی ایزوسنتر در میدان با اندازه‌ی  $1 \times 1$  سانتی‌متر با مقادیر انرژی ۲۰، ۱۸، ۱۵ و ۱۰ مگا الکترون ولت به ترتیب معادل  $1/85$ ،  $1/79$ ،  $1/61$  و  $0/60$  میلی‌سیورت (mSv) بر Gray (Gy) بوده است. همچنین انرژی میانگین فوتونوترون‌ها تولید شده با همان انرژی‌ها به ترتیب  $0/48$ ،  $0/44$ ،  $0/4$  و  $0/16$  مگا الکترون ولت گزارش شده است (۱).

هدف از انجام این پژوهش، اندازه‌گیری دوز فوتونوترون در میدان‌های فوتونی پرنانرژی بود. این آلودگی برای دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی پزشکی Saturne20 در گونه‌ی فوتونی، با انرژی ۱۸ MeV واقع در بخش رادیوتراپی بیمارستان سیدالشهدای (ع) اصفهان، انجام گرفت.



شکل ۱. نمای شماتیک دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی Saturne20

برای کم کردن تفاوت‌های ذاتی هر TLD، کالیبراسیون فردی لازم است که با اعمال یک فاکتور تصحیح برای هر TLD انجام می‌گیرد. بدین طریق، پاسخ هر آشکارساز TLD در مقایسه با پاسخ هر دسته تعیین می‌شود. فرمول محاسبه‌ی این فاکتور به صورت زیر است:

$$ICF = \frac{MBR}{IER}$$

در این فرمول، ICF فاکتور تصحیح فردی، MBR متوسط پاسخ گروهی و IER پاسخ فردی هر آشکارساز است. کالیبراسیون گروهی آشکارسازها توسط دستگاه خوانش بر اساس گروه‌بندی TLDها مشخص و بر اساس آن، فاکتور کالیبراسیون گروهی و فاکتور زمینه تعیین می‌شود. رابطه‌ی فاکتور کالیبراسیون گروهی نیز به صورت زیر است.

$$BCF = \frac{1}{\text{Gradient}} = \frac{\text{Dose}}{\text{Cor. Counts} \times ICF}$$

۹۴۰ بارن) برای واکنش‌های با نوترون گرمایی می‌باشد، غنی شده است؛ TLD-700 نیز با  $^{60}\text{Co}$ ، که برهم‌کنش ضعیف‌تری با نوترون گرمایی دارد، غنی شده است. از طرفی، حساسیت هر دو نوع آشکارساز در برابر فوتون‌ها یکسان است (۱۰).

در روش دوزیمتری نسبی (Relative method)، پاسخ دوزیمترها برای مقادیر دوز کالیبره می‌شود. بنابراین، برای این که بتوان از TLDها در دوزسنجی استفاده کرد، به دو نوع کالیبراسیون نیاز است؛ یکی کالیبراسیون فوتونی با چشمه‌ی کبالت  $^{60}\text{Co}$ ، که در بیمارستان سیدالشهدای (ع) اصفهان انجام گرفت و دیگری کالیبراسیون نوترونی با چشمه‌ی Am-Be، که در آزمایشگاه دوزیمتری استاندارد انرژی اتمی (SSDL یا secondary standard dosimetry lab) مرکز کرج انجام شد. برای فاکتور کالیبراسیون فوتونی دو نوع فاکتور فردی و گروهی محاسبه گردید و در مورد کالیبراسیون نوترونی فاکتور تصحیح نوترونی (NCF یا Neutron correction factor) برآورد شد.

دوز ۱۲ cGy شامل پنج آشکارساز و در نهایت، گروه چهارم با اعمال دوز ۱۴ cGy شامل پنج آشکارساز بود. ۱۵ عدد TLD-700 نیز به همان ترتیب بالا با همان مقادیر دوز در چهار گروه تقسیم بندی گردید. در نهایت هر ۳۰ عدد TLD توسط دستگاه خوانش شد.

پس از مراحل کالیبراسیون فردی و گروهی، هر ۳۰ عدد TLD به صورت زوج، یعنی یکی TLD-600 و دیگری TLD-700، از شماره‌ی ۱ تا ۱۵ در ۱۵ مکان متفاوت قرار گرفت. همه‌ی این آشکارسازها در حین پرتودرمانی یکی از بیماران، در  $SAD = 100 \text{ cm}$ ، TLDها با فوتون  $18 \text{ MeV}$  با دوز ۱۰۰ cGy و زمان ۱۱۱ MU پرتوگیری شد. نحوه‌ی قراردادن TLDها در مکان‌ها به صورت اتفاقی انجام شد.

بعد از پرتوگیری، عمل خوانش TLDها توسط دستگاه انجام و مقادیر دوز محاسبه شد. با مشخص کردن فاکتورهای کالیبراسیون فردی و گروهی، مقدار دوز اندازه‌گیری شده توسط هر TLD با فرمول زیر تعیین گردید:  $DOS_i = (CC_i - BG) \times BCF \times ICF_i$

#### یافته‌ها

محاسبه‌ی فاکتور کالیبراسیون فردی با چشمه  $^{60}\text{Co}$  برای TLD-600 در جدول ۲ و برای TLD-700 در جدول ۳ آمده است.

نتایج بررسی فاکتور کالیبراسیون گروهی با  $^{60}\text{Co}$  برای TLD-600 در جدول ۴ و برای TLD-700 در جدول ۵ آورده شده است.

نتایج بررسی فاکتور کالیبراسیون گروهی و دوز زمینه در جدول ۶ قابل ملاحظه است. تمامی محاسبات مربوط به استخراج فاکتور نوترونی در جدول‌های شماره‌ی ۷، ۸ و ۹ ارائه شده است.

برای به دست آوردن فاکتور نوترونی، تمام آشکارسازها در پنج گروه شش تایی در فاصله یک متری از چشمه قرار گرفت؛ گروه اول در مدت یک روز با دوز  $3/15 \text{ mSv}$ ، گروه دوم در مدت دو روز با دوز  $6/31 \text{ mSv}$ ، گروه سوم در مدت پنج روز با دوز  $15/77 \text{ mSv}$ ، گروه چهارم در مدت شش روز با دوز  $18/92 \text{ mSv}$  و گروه پنجم در مدت هفت روز با دوز  $22/08 \text{ mSv}$  پرتوگیری شدند.

در ادامه، برای محاسبه‌ی فاکتور تصحیح نوترونی، میانگین حاصل ضرب شمارش نوترونی هر آشکارساز در فاکتور تصحیح فردی آن محاسبه و اختلاف این مقادیر برای هر جفت آشکارساز مشابه به دست آمد. در نهایت، دوز بر حسب مقادیر حاصل از اختلاف شمارش‌ها رسم شد. شیب این نمودار خطی، همان فاکتور تصحیح نوترونی است.

برای تعیین فاکتور کالیبراسیون فردی، هر ۳۰ آشکارساز بر روی یک صفحه از جنس پرسپکس به ضخامت یک سانتی‌متر به گونه‌ای چیده شد که همگی تحت تأثیر یک توزیع یکنواخت قرار گیرند (بر روی محیط دایره‌هایی که مرکز آن‌ها همان مرکز میدان پرتوی است). سپس، در فاصله‌ی ۸۰ سانتی‌متری دستگاه،  $^{60}\text{Co}$  در میدان  $35 \times 35 \text{ cm}^2$  تمام TLDها تحت تأثیر دوز ۱۴ cGy با زمان ۰/۱۱ MU (Monitor unit) قرار گرفت. در نهایت، هر ۳۰ عدد TLD توسط دستگاه خوانش (Solar 2) واقع در گروه فیزیک و مهندسی پزشکی خوانش شد.

برای تعیین فاکتور کالیبراسیون گروهی، ۱۵ عدد TLD-600 در چهار گروه تقسیم‌بندی شد. گروه اول بدون اعمال دوز شامل دو آشکارساز، گروه دوم با اعمال دوز ۱۰ cGy شامل سه آشکارساز، گروه سوم با اعمال

جدول ۴. فاکتور کالیبراسیون گروهی آشکارساز TLD-600

| شماره‌ی آشکارساز | شماره‌ی خوانش با آشکارساز | مقدار دوز (cGy) | شماره‌ی گروه |
|------------------|---------------------------|-----------------|--------------|
| ۷۱۵/۲۸           | ۱                         | ۰               | ۱            |
| ۱۹۶/۰۴           | ۲                         | ۰               | ۱            |
| ۳۱۷۳۲۵/۵۹        | ۳                         | ۰               | ۱            |
| ۲۱۸۸۴۵/۸۸        | ۴                         | ۱۰              | ۲            |
| ۲۹۸۶۵۰/۳۱        | ۵                         | ۱۰              | ۲            |
| ۳۰۳۳۴۷/۳۸        | ۶                         | ۱۰              | ۲            |
| ۳۴۲۶۰۵/۴۴        | ۷                         | ۱۰              | ۲            |
| ۲۷۰۰۰۳/۳۹        | ۸                         | ۱۲              | ۳            |
| ۳۳۱۶۷۹/۲۶        | ۹                         | ۱۲              | ۳            |
| ۲۷۳۵۳۲/۸۲        | ۱۰                        | ۱۲              | ۳            |
| ۴۶۲۶۷۶/۹۶        | ۱۱                        | ۱۲              | ۳            |
| ۳۵۰۶۰۷/۶۶        | ۱۲                        | ۱۲              | ۳            |
| ۴۱۵۳۷۲/۲۴        | ۱۳                        | ۱۴              | ۴            |
| ۳۲۹۶۰۷/۶۷        | ۱۴                        | ۱۴              | ۴            |
| ۴۵۷۸۵۳/۷۲        | ۱۵                        | ۱۴              | ۴            |

جدول ۲. نتایج فاکتور کالیبراسیون فردی آشکارساز TLD-600

| شماره‌ی آشکارساز | شماره‌ی تصحیح شده | فاکتور تصحیح شده |
|------------------|-------------------|------------------|
| ۱                | ۳۲۲۱۲۰            | ۱/۰۴۱۳           |
| ۲                | ۳۵۵۷۲۰            | ۰/۹۴۲۹           |
| ۳                | ۳۴۹۲۸۰            | ۰/۹۶۰۳           |
| ۴                | ۲۷۶۴۵۰            | ۱/۲۱۳۳           |
| ۵                | ۳۳۵۴۷۰            | ۰/۹۹۹۸           |
| ۶                | ۳۲۸۶۱۰            | ۱/۰۲۰۷           |
| ۷                | ۳۴۲۶۵۰            | ۰/۹۷۸۹           |
| ۸                | ۳۳۴۳۶۰            | ۱/۰۰۳۲۰          |
| ۹                | ۳۵۰۴۸۰            | ۰/۹۵۷۰           |
| ۱۰               | ۳۵۰۶۶۰            | ۰/۹۵۶۵           |
| ۱۱               | ۳۳۶۶۳۰            | ۰/۹۹۶۴           |
| ۱۲               | ۲۹۲۷۲۰            | ۱/۱۴۵۹           |
| ۱۳               | ۳۸۲۹۱۰            | ۰/۸۷۶۰           |
| ۱۴               | ۳۱۱۱۸۰            | ۱/۰۷۷۹           |
| ۱۵               | ۳۶۲۲۵۰            | ۰/۹۲۵۹           |

جدول ۵. فاکتور کالیبراسیون گروهی آشکارساز TLD-700

| شماره‌ی آشکارساز | شماره‌ی خوانش با آشکارساز | مقدار دوز (cGy) | شماره‌ی گروه |
|------------------|---------------------------|-----------------|--------------|
| ۸۱۹/۴۲           | ۱                         | ۰               | ۱            |
| ۱۱۶۶/۵۲          | ۲                         | ۰               | ۱            |
| ۳۱۶۷۶۷/۲۴        | ۳                         | ۰               | ۱            |
| ۲۳۲۸۲۸/۴۰        | ۴                         | ۱۰              | ۲            |
| ۲۵۹۹۸۶/۱۳        | ۵                         | ۱۰              | ۲            |
| ۲۹۱۴۴۱/۳۰        | ۶                         | ۱۰              | ۲            |
| ۳۶۳۹۸۱/۶۴        | ۷                         | ۱۰              | ۲            |
| ۲۵۵۱۸۸/۶۱        | ۸                         | ۱۲              | ۳            |
| ۳۳۵۲۸۰/۶۹        | ۹                         | ۱۲              | ۳            |
| ۲۶۷۶۲۷/۱۳        | ۱۰                        | ۱۲              | ۳            |
| ۴۴۷۵۳۱/۹۶        | ۱۱                        | ۱۲              | ۳            |
| ۳۲۷۳۱۰/۵۸        | ۱۲                        | ۱۲              | ۳            |
| ۳۹۸۰۲۰/۴۸        | ۱۳                        | ۱۴              | ۴            |
| ۲۸۹۶۸۰/۰۵        | ۱۴                        | ۱۴              | ۴            |
| ۴۴۰۶۳۳/۱۷        | ۱۵                        | ۱۴              | ۴            |

جدول ۳. نتایج فاکتور کالیبراسیون فردی آشکارساز TLD-700

| شماره‌ی آشکارساز | شماره‌ی تصحیح شده | فاکتور تصحیح شده |
|------------------|-------------------|------------------|
| ۱                | ۳۴۷۷۲۰            | ۰/۹۷۱۲           |
| ۲                | ۳۴۶۱۷۰            | ۰/۹۷۵۵           |
| ۳                | ۳۶۱۶۰۰            | ۰/۹۳۳۹           |
| ۴                | ۳۱۰۴۰۰            | ۱/۰۸۸۰           |
| ۵                | ۳۰۲۴۲۰            | ۱/۱۱۶۷           |
| ۶                | ۳۳۴۱۶۰            | ۱/۰۱۰۶           |
| ۷                | ۳۴۰۰۰۰            | ۰/۹۹۳۳           |
| ۸                | ۳۱۳۵۷۰            | ۱/۰۷۷۰           |
| ۹                | ۳۸۷۶۵۰            | ۰/۸۷۱۲           |
| ۱۰               | ۳۲۸۰۲۰            | ۱/۰۲۹۵           |
| ۱۱               | ۳۳۵۷۹۰            | ۱/۰۰۵۷           |
| ۱۲               | ۳۵۸۴۷۰            | ۰/۹۴۲۱           |
| ۱۳               | ۳۷۰۵۰۰            | ۰/۹۱۱۵           |
| ۱۴               | ۲۸۷۵۹۰            | ۱/۱۷۴۳           |
| ۱۵               | ۳۴۱۷۷۰            | ۰/۹۸۸۱           |

جدول ۶. فاکتور کالیبراسیون گروهی (BCF) و دوز زمینه (BG)، در آشکارسازهای TLD-700 و TLD-600

| دوز زمینه (BG) |          | کالیبراسیون گروهی (BCF) |             | کانال خوانش |
|----------------|----------|-------------------------|-------------|-------------|
| TLD-700        | TLD-600  | TLD-700                 | TLD-600     |             |
| ۰/۰۵۲۰۹۳       | ۰/۰۸۳۶۳۷ | ۰/۰۰۰۰۴۴۶۵۷             | ۰/۰۰۰۰۴۲۶۷۱ | زوج         |
| ۰/۰۲۷۵۶۵       | ۰/۰۲۳۴۶۸ | ۰/۰۰۰۰۳۳۶۴              | ۰/۰۰۰۰۳۲۸۱۰ | فرد         |

جدول ۷. محاسبات مربوط به آشکارساز TLD-600 با چشمه‌ی نوترونی

| میانگین گروهی | ICF × Count | فاکتور تصحیح فردی (ICF) | شمارش با چشمه (Count) | شماره‌ی آشکارساز |
|---------------|-------------|-------------------------|-----------------------|------------------|
|               | ۲۸/۱۱۵۱     | ۱/۰۴۱۳                  | ۲۷                    | ۱                |
| ۳۱/۵۶۴۱       | ۳۴/۸۸۷۳     | ۰/۹۴۲۹                  | ۳۷                    | ۲                |
|               | ۳۱/۶۸۹۹     | ۰/۹۶۰۳                  | ۳۳                    | ۳                |
|               | ۶۹/۱۵۸۱     | ۱/۲۱۳۳                  | ۵۷                    | ۴                |
| ۶۵/۴۹         | ۶۱/۹۸۷۶     | ۰/۹۹۹۸                  | ۶۲                    | ۵                |
|               | ۶۵/۳۲۴۸     | ۱/۰۲۰۷                  | ۶۴                    | ۶                |
|               | ۱۴۷/۸۱۳۹    | ۰/۹۷۸۹                  | ۱۵۱                   | ۷                |
| ۱۴۷/۲۹۶۷      | ۱۵۱/۴۸۳۲    | ۱/۰۰۳۲                  | ۱۵۱                   | ۸                |
|               | ۱۴۲/۵۹۳     | ۰/۹۵۷                   | ۱۴۹                   | ۹                |
|               | ۱۶۷/۳۸۷۵    | ۰/۹۵۶۵                  | ۱۷۵                   | ۱۰               |
| ۱۸۶/۹۲۴۶      | ۱۷۳/۳۷۳۶    | ۰/۹۹۶۴                  | ۱۷۴                   | ۱۱               |
|               | ۲۲۰/۰۱۲۸    | ۱/۱۴۵۹                  | ۱۹۲                   | ۱۲               |
|               | ۲۲۱/۶۲۸     | ۰/۸۷۶                   | ۲۵۳                   | ۱۳               |
| ۲۰۷/۹۷۳۹      | ۲۱۹/۸۹۱۶    | ۱/۰۷۷۹                  | ۲۰۴                   | ۱۴               |
|               | ۱۸۲/۴۰۲۳    | ۰/۹۲۵۹                  | ۱۹۷                   | ۱۵               |

جدول ۸. محاسبات مربوط به آشکارساز TLD-700 با چشمه‌ی نوترونی

| میانگین گروهی | ICF × Count | فاکتور تصحیح فردی (ICF) | شمارش با چشمه (Count) | شماره‌ی آشکارساز |
|---------------|-------------|-------------------------|-----------------------|------------------|
|               | ۴/۸۵۶       | ۰/۹۷۱۲                  | ۵                     | ۱                |
| ۵/۷۳۴۹        | ۴/۸۷۷۵      | ۰/۹۷۵۵                  | ۵                     | ۲                |
|               | ۷/۴۷۱۲      | ۰/۹۳۳۹                  | ۸                     | ۳                |
|               | ۷/۶۱۶       | ۱/۰۸۸                   | ۷                     | ۴                |
| ۶/۹۸۷۶        | ۷/۸۱۶۹      | ۱/۱۱۶۷                  | ۷                     | ۵                |
|               | ۵/۵۳        | ۱/۰۱۰۶                  | ۵                     | ۶                |
|               | ۶/۹۵۳۱      | ۰/۹۹۳۳                  | ۷                     | ۷                |
| ۸/۱۶۲۳        | ۹/۶۹۳       | ۱/۰۷۷                   | ۹                     | ۸                |
|               | ۷/۸۴۰۸      | ۰/۸۷۱۲                  | ۹                     | ۹                |
|               | ۱۰/۲۹۵      | ۱/۰۲۹۵                  | ۱۰                    | ۱۰               |
| ۹/۲۵۳۸        | ۸/۰۴۵۶      | ۱/۰۰۵۷                  | ۸                     | ۱۱               |
|               | ۹/۴۲۱       | ۰/۹۴۲۱                  | ۱۰                    | ۱۲               |
|               | ۷/۲۹۲       | ۰/۹۱۱۵                  | ۸                     | ۱۳               |
| ۷/۸۰۵۶        | ۸/۲۲۰۱      | ۱/۱۷۴۳                  | ۷                     | ۱۴               |
|               | ۷/۹۰۴۸      | ۰/۹۸۸۱                  | ۸                     | ۱۵               |

جدول ۹. مقادیر مربوط به میانگین آشکارسازها با دوزهای متناظر چشمه‌ی نوترونی

| شماره‌ی گروه | دوز اعمالی (mSv) | اختلاف میانگین گروهی دو آشکارساز با فاکتور تصحیح فردی (ICF) |
|--------------|------------------|---|
| ۱            | ۳/۱۵             | ۲۵/۸۲۹۲   |
| ۲            | ۶/۳۱             | ۵۸/۵۰۲۴   |
| ۳            | ۱۵/۷۶۸           | ۱۳۹/۱۳۴۴  |
| ۴            | ۱۸/۹۲            | ۱۷۷/۶۷۰۸  |
| ۵            | ۲۲/۰۸            | ۲۰۰/۱۶۸۳  |

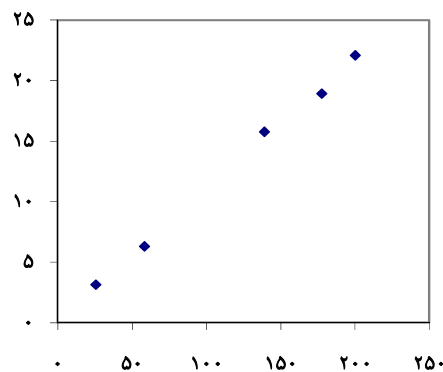
### بحث

نتایج حاصل از محاسبات نشان می‌دهد که در تمام نقاط انتخاب شده در این اتاق، آلودگی نوترونی در محدوده‌ی میلی‌سیورت (mSv) دیده می‌شود. از نتایج مهم این اندازه‌گیری مشاهده‌ی کمترین مقدار دوز نوترونی در نزدیکی درب ورودی اتاق است که مربوط به دو آشکارساز شماره‌ی ۱۰ و ۹ (به ترتیب معادل ۰/۰۶ و ۰/۱۸۶ میلی‌سیورت) بود. بیشترین مقدار آلودگی نوترونی مربوط به آشکارساز شماره‌ی ۴ به مقدار ۰/۸۳ mSv بود. همچنین، در همین راستا و درست نقطه‌ی قرینه‌ی آشکارساز شماره‌ی ۴ روی کف اتاق، یعنی آشکارساز شماره‌ی ۶، دارای مقدار ۰/۸ mSv آلودگی نوترونی بود.

در دو آشکارساز جا داده شده روی تخت بیمار، یعنی آشکارسازهای شماره‌ی ۱ و ۲، به ترتیب مقادیر ۰/۳۷۸ و ۰/۶۵۲ میلی‌سیورت اندازه‌گیری شد. دلیل کمتر بودن مقدار آشکارساز ۱، همان تولید کم نوترون‌های گرمایی در این نقطه است.

با مقایسه‌ی این یافته‌ها با نتایج حاصل از شبیه‌سازی به روش Monte Carlo (۱۱-۱۲)، مقدار دوز اندازه‌گیری شده توسط ما در بعضی از نقاط کمتر و در بعضی نقاط دیگر کمی بیشتر به دست آمده است؛ به عنوان مثال، این یافته (در SAD برابر  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) به مقدار ۲/۵ mSv (۱۱) و ۲/۲ mSv (۱۲) گزارش شده است.

برای محاسبه‌ی ضریب نوترونی، از شیب نمودار اختلاف میانگین‌ها بر حسب دوز نوترونی استفاده شد که در نهایت، معادل ۰/۱۱ به دست آمد. از طرفی، معادله‌ی بهترین خط این نمودار به صورت  $Y = 0.11X + 0.46$  به دست آمد که نمودار مربوط به آن در شکل ۲ آورده شده است.



شکل ۲. توزیع دوز بر حسب میلی‌سیورت بر اساس اختلاف میانگین با فاکتور تصحیح فردی (ICF)

نتایج حاصل از اندازه‌گیری‌های انجام گرفته با TLD-600 و TLD-700 بر اساس دوز اعمال شده به بیمار و مقدار دوز ناشی از آلودگی فوتونوترون بر اساس مختصات آشکارسازها، با در نظر گرفتن فاکتور تصحیح نوترونی در اتاق درمان، در جدول ۱۰ ارایه شده است.

جدول ۱۰. دوز فوتونوترون بر اساس مختصات آشکارساز در اتاق درمان Saturne20

| (mSv)  | آلودگی نوترونی<br>(TLD600- TLD700) × NCF | فاکتور تصحیح نوترونی<br>(NCF) | مختصات آشکارساز |        |        | شماره‌ی<br>آشکارساز |
|--------|--|-------------------------------|-----------------|--------|--------|---------------------|
|        |  |                               | (cm) Z          | (cm) Y | (cm) X |                     |
| ۰/۳۷۸  | ۰/۰۳۷۸۰                                  | ۰/۱۱                          | -۱۰۰            | ۱۰     | ۱۰     | ۱                   |
| ۰/۶۵۲۳ | ۰/۰۶۵۲۳                                  | ۰/۱۱                          | -۱۰۰            | ۰      | ۲۰۰    | ۲                   |
| ۰/۶۹۳  | ۰/۰۶۹۳                                   | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | ۰      | ۰      | ۳                   |
| ۰/۸۳۳۸ | ۰/۰۸۳۳۸                                  | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | -۱۵۰   | ۰      | ۴                   |
| ۰/۵۸۵۲ | ۰/۰۵۸۵۲                                  | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | -۳۰۰   | ۰      | ۵                   |
| ۰/۸۰۳  | ۰/۰۸۰۳                                   | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | ۱۵۰    | ۰      | ۶                   |
| ۰/۴۱۴۷ | ۰/۰۴۱۴۷                                  | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | -۳۰۰   | ۳۰۰    | ۷                   |
| ۰/۶۰۲۸ | ۰/۰۶۰۲۸                                  | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | ۰      | ۳۰۰    | ۸                   |
| ۰/۱۸۵۹ | ۰/۰۱۸۵۹                                  | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | -۱۵۰   | ۴۰۰    | ۹                   |
| ۰/۰۶۰۵ | ۰/۰۰۶۰۵                                  | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | ۵۰     | ۶۰۰    | ۱۰                  |
| ۰/۲۰۵۷ | ۰/۰۲۰۵۷                                  | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | ۳۰۰    | ۳۵۰    | ۱۱                  |
| -      | -/۰۱۷۶                                   | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | ۳۰۰    | ۶۰۰    | ۱۲                  |
| ۰/۵۴۸۹ | ۰/۰۵۴۸۹                                  | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | ۳۰۰    | ۰      | ۱۳                  |
| ۰/۵۰۶  | ۰/۰۵۰۶                                   | ۰/۱۱                          | -۲۱۴            | ۰      | -۴۰۵   | ۱۴                  |
| ۰/۶۷۱  | ۰/۰۶۷۱                                   | ۰/۱۱                          | -۵۰             | -۱۰    | -۱۰    | ۱۵                  |

منظور نمی‌شود و این موضوع، باعث دریافت دوز اضافی توسط بیمار می‌گردد.

همان طوری که از بررسی یافته‌ها معلوم می‌شود، مقداری آلودگی فوتونوترونی در اتاق درمان در حین درمان وجود دارد که اغلب در طراحی درمان

## References

1. Saeed MK, Moustafa O, Yasin OA, Tuniz C, Habbani FI. Doses to patients from photoneutrons emitted in a medical linear accelerator. *Radiat Prot Dosimetry* 2009; 133(3): 130-5.
2. Ghavami SM, Mesbahi A, Mohammadi E. The impact of automatic wedge filter on photoneutron and photon spectra of an 18-MV photon beam. *Radiat Prot Dosimetry* 2010; 138(2): 123-8.
3. Waller EJ, Jamieson TJ, Cole D, Cousins T, Jammal RB. Experimental and computational determination of neutron dose equivalent around radiotherapy accelerators. *Radiat Prot Dosimetry* 2003; 107(4): 225-32.
4. Zanini A, Durisi E, Fasolo F, Visca L, Ongaro C, Nastasi U, et al. Neutron spectra in a tissue equivalent phantom during photon radiotherapy treatment by LINACS. *Radiat Prot Dosimetry* 2004; 110(1-4): 157-60.
5. Tosi G, Torresin A, Agosteo S, Foglio PA, Sangiust V, Zeni L, et al. Neutron measurements around medical electron accelerators by active and passive detection techniques. *Med Phys* 1991; 18(1): 54-60.
6. Facure A, Silva AX. The use of high-density concretes in radiotherapy treatment room design. *Appl Radiat Isot* 2007; 65(9): 1023-8.
7. Waller EJ, Jamieson TJ, Cole D, Cousins T, Jammal RB. Effectiveness of customised neutron shielding in the maze of radiotherapy accelerators. *Radiat Prot Dosimetry* 2003; 107(4): 233-8.
8. Falcao RC, Facure A, Silva AX. Neutron dose calculation at the maze entrance of medical linear accelerator rooms. *Radiat Prot Dosimetry* 2007; 123(3): 283-7.
9. Brunckhorst E, Sheng X, Todorovic M, Becker J, Cremers F. Characterisation of MCP-600D and MCP-700D thermoluminescence detectors and their applicability for photoneutron detection. *Radiat Prot Dosimetry* 2008; 131(4): 513-20.
10. Triolo A, Marralle M, Brai M. Neutron-gamma



- mixed field Measurements by means of MCP-TLD600 dosimeter pair. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B 2007; 264(1): 183-8.
11. Hashemi SM, Hashemi Malayeri B, Raisali GH, Shokrani P, Sharafi AA. A Study of The photoneutron dose equivalent resulting from a saturne20 medical linac using monte method. Nukleonika 2007; 25(1): 39-43.
12. Sohrabi M, Mostofizadeh A. Measurement of photoneutron dose in and out of high energy X-ray beam of a saturne20 medical linear accelerator by ECE polycarbonate detectors. Radiat Meas 1999; 31(1-6): 479-82.

## Measurement of Photoneutron Dose in the Linear Accelerator at the Radiation Therapy Section of Seyed-Al-Shohada Hospital, Isfahan, Iran

Daryuosh Shahbazi PhD<sup>1</sup>, Mostafa Khosravi<sup>2</sup>, Keyvan Jabbari PhD<sup>3</sup>,  
Rouhollah Gheisari PhD<sup>4</sup>

### Abstract

**Background:** Radiation therapy with linear accelerators (Linac) is one of the efficient techniques for cancer treatment. However, the interaction between high energy photons and various materials on the Linac's head produces photoneutron contamination. Total flux of neutrons per unit of radiation in the isocenter is the sum of thermal, scattered and direct neutrons fluxes. In this study, the neutron contamination at an energy level of 18 MeV was investigated in 15 points of the Linac's room at Seyed-Al-Shohada Hospital, Isfahan, Iran.

**Methods:** For calculation of the dose of the neutrons, 30 thermoluminescence dosimeters (TLD-600 and TLD-700) were randomly distributed in 15 points of the treatment room. In order to use TLDs, both thermal and gamma calibrations are required. While thermal calibration was performed with a <sup>60</sup>Co source at the hospital, gamma calibration was conducted with an AM-Be source at the secondary standard dosimetry lab (SSDL) in Karaj, Iran. The exposure of the detectors was performed during the treatment of a patient at a dose of 100 cGy during 111 Monitor Unit.

**Findings:** The results of the TLD detectors were all in the range of millisievert (mSv) and less. The measured doses in detectors 1, 2, 3, 4 and 15 were 0.378, 0.652, 0.693, 0.0605, and 0.671 mSv, respectively.

**Conclusion:** Based on our findings, non-zero values of photoneutron contamination exist in the treatment room which are not always considered in the treatment planning of patients.

**Keywords:** Dosimetry, Photoneutron contamination, Thermoluminescence dosimeter, Treatment room.

<sup>1</sup> Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

<sup>2</sup> MSc Student, Student Research Committee, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

<sup>3</sup> Assistant Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

<sup>4</sup> Associate Professor, Department of Physics, School of Sciences, University of Khaliq-e-Fars, Boushehr, Iran

**Corresponding Author:** Daryuosh Shahbazi PhD, Email: shahbazi@med.mui.ac.ir