



## طراحی و ارزیابی یک فانتوم کوچک ساده به منظور مقایسه‌ی متقابل دزیمتری باریکه‌های فوتونی شتاب‌دهنده‌های خطی (لیناک) در بین مراکز پرتودرمانی

منیژه بیگی<sup>۱</sup>، بیژن هاشمی<sup>۱\*</sup>، محمود الهوردی<sup>۲</sup>، سیدربیع مهدوی<sup>۲</sup>، حسین غیائی<sup>۳</sup>  
۱. گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، صندوق پستی: ۱۵۱-۱۴۱۱۵، تهران-ایران  
۲. گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، صندوق پستی: ۱۴۱۵۵۶۴۴۷، تهران-ایران  
۳. گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، صندوق پستی: ۵۱۶۵۶۸۷۳۸۶، تبریز-ایران

**چکیده:** این مقاله، امکان به کارگیری یک فانتوم کوچک برای تعیین صحت و عملکرد ماشین‌های پرتودرمانی مگاولتی از طریق یک بازبینی کیفی مقایسه‌ای را بررسی می‌کند. فانتوم کوچکی برای بررسی باریکه‌های فوتونی شتاب‌دهنده‌های خطی تحت شرایط مرجع و غیرمرجع در دو مرکز رادیوتراپی در تهران طراحی و از دزیمترهای ترمولومینسانس برای انجام دزنسجی تجربی استفاده شد. برای محاسبه‌ی ضریب تبدیل دز در فانتوم کوچک (۱۰cm×۱۰cm×۱۰cm) به شرایط معمول بخش‌های پرتودرمانی از یک اتاقک یونش و کد مونت کارلو استفاده شد. نتایج این مطالعه نشان داد که ضریب تبدیل به دست آمده از اندازه‌گیری در عمق یکسان در دو فانتوم کوچک و استاندارد با مقادیر به دست آمده از شبیه‌سازی به خوبی مطابقت می‌کند. در شرایط مرجع، میزان اختلاف بین اندازه‌گیری تجربی و شبیه‌سازی برای هر دو انرژی ۶ و ۱۸MV برابر ۰/۵ درصد بود. این اختلاف برای انرژی‌های ۶ و ۱۸MV در میدان‌های با ابعاد ۷cm×۷cm به ترتیب برابر با ۰/۲ و ۰/۳ درصد و در میدان با ابعاد ۲۰cm×۲۰cm به ترتیب، برابر با ۰/۱ و ۰/۶ درصد به دست آمد. با استفاده از فانتوم طراحی شده دو شتاب‌دهنده‌ی واریان تحت شرایط مرجع و غیرمرجع بررسی شدند و میزان انحراف بین دز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده به دست آمد. تغییرات ضریب تبدیل دز با ابعاد میدان حاکی از این است که این فانتوم نه تنها برای میدان‌های با ابعاد کوچک بلکه برای میدان‌های با ابعاد بزرگ نیز مناسب است. نتایج این مطالعه تأییدکننده‌ی کارآمدی فانتوم ساده‌ی طراحی شده همراه با دزیمترهای ترمولومینسانس، به عنوان یک سیستم مناسب برای مقایسه‌ی متقابل دزیمتری در بین مراکز پرتودرمانی است.

**کلید واژه‌ها:** بازبینی کیفی، پرتودرمانی، فانتوم، اتاقک یونش، دزیمتر گرمائی، کنترل کیفی، باریکه‌های فوتون، روش مونت کارلو

## Designing and Evaluating a Simple Small Phantom for Dosimetry Intercomparison of Linacs Photon Beams

M. Beigi<sup>1</sup>, B. Hashemi<sup>1\*</sup>, M. Allahverdi<sup>2</sup>, S.R. Mahdavi<sup>2</sup>, H. Ghiasi<sup>3</sup>

1. Medical Physics Department, Tarbiat Modares University, P.O.Box: 14115-151, Tehran - Iran

2. Medical Physics Department, Tehran University of Medical Science, P.O.Box: 141556447, Tehran - Iran

3. Medical Physics Department, Tabriz University of Medical Science, P.O.Box: 5165687386, Tabriz - Iran

**Abstract:** This paper evaluate the functionality of a designed small phantom for determining the accuracy and performance of megavoltage radiotherapy machines through an external quality audit. The small phantom was designed to check the photon beams at the reference and some non-reference conditions on a linac at two radiotherapy centers in Tehran. LiF TLDs were used for experimental dosimetry. A standard phantom with an ionization chamber and the Monte Carlo code were used to calculate the conversion factor of the doses in the small phantom to the conventional condition. The result of this study showed that the dose conversion factors derived from the measurements made in the designed and standard phantoms are in good agreement with those calculated from the MCNPX simulations. At the reference condition, the amount of difference between the simulation and measurement were 0.5 at 6 and 18 MV. The differences for the 7cm×7cm field were 0.2% and 0.3% respectively, while for the 20cm×20cm field were 0.1% and 0.6%, respectively for the above energy. Using the designed phantom, two similar Varian linacs were checked at the reference conditions and amounts of their deviation between the planned and measured doses were estimated. The amount of variations of the phantom dose conversion factor with the field size indicates that the small designed phantom is not only appropriate for the small field sizes but also for the large ones. The results confirmed the functionality of the designed simple phantom with TLDs as an appropriate mailing system to carry out dosimetric intercomparison among different radiotherapy centers.

**Keywords:** Quality Audit, Radiotherapy, Phantom, Ionization Chamber, Thermoluminescent Dosimetry, Quality Control, Photon Beams, Monte Carlo Method



## ۱. مقدمه

تقریباً یک سوم مردم جهان در طول زندگی‌شان دچار سرطان می‌شوند در حالی که نصف این جمعیت معالجه می‌شوند. از این تعداد، بیست و دو درصد از راه جراحی، هجده درصد از طریق پرتودرمانی، و پنج درصد نیز با شیمی‌درمانی یا ترکیبی از هر دو معالجه می‌شوند. بنابراین پرتودرمانی نقش مهمی در درمان بیماران سرطانی دارد و به طور معمول تقریباً نود و پنج درصد درمان‌های پرتوی با استفاده از پرتودرمانی خارجی انجام می‌شود [۱]. هدف نهایی پرتودرمانی انتقال یک دز مشخص به هدف همراه با رساندن حداقل میزان دز به به بافت سالم می‌باشد، از این رو باید بین درمان تومور و احتمال بروز عوارض جانبی ناشی از پرتو تعادل برقرار شود. با توجه به این موضوع دقت و صحت بالا در این نوع درمان از ضروریات است زیرا یک افزایش بسیار کم در دز تابشی، به طور هم‌زمان بر روی احتمال موفقیت درمان و بروز اثرات نامطلوب در بافت سالم تأثیر می‌گذارد [۲]. از این رو در گزارشات و مقالات، بسیار به مباحث خطا پرداخته شده است. به طور کلی به هر اختلافی بین مقدار عددی یک کمیت مانند دز مربوط به یک نقطه و مقدار واقعی آن خطا گفته می‌شود. منابع خطا در پرتودرمانی را معمولاً به چهار دسته تقسیم می‌کنند:

- اشتباهات انسانی به دلیل بی‌توجهی، فهم و قضاوت نادرست،
- اشتباهات دستگاهی ناشی از نقص‌های مکانیکی یا الکتریکی،
- خطاهای تصادفی<sup>(۱)</sup> ناشی از دلایل ناشناخته یا شرایط تجربی<sup>(۲)</sup> کنترل نشده در حین طرح درمان و انتقال دز،
- خطاهای سیستماتیک مانند خطاهای یکسویه<sup>(۳)</sup> در فرایندهای یکسان.

در اکثر گزارشات IAEA در زمینه‌ی پرتودرمانی، خطا به دو دسته‌ی عمده‌ی تصادفی و سیستماتیک تقسیم شده است. این دو نوع خطا را نمی‌توان به طور کامل از بین برد اما کاهش این نایقینی‌ها، با تکرار اندازه‌گیری‌ها و بهبود تکنیک‌های اندازه‌گیری و انتقال دز امکان‌پذیر است [۲].

از آنجایی که درمان پرتوی بیماران سرطانی فرایندی است بسیار پیچیده، و افراد زیادی در هر یک از مراحل آن نقش دارند،

بنابراین احتمال بروز خطا در هر کدام از آن‌ها وجود دارد. با افزایش پیچیدگی این مراحل دست‌یابی به درمان مطلوب مشکل‌تر می‌شود. از این رو وجود یک سرویس آنکولوژی پرتوی، که توانایی برآورده کردن این هدف را داشته باشد، ضروری است [۳، ۴ و ۵]. برای رسیدن به این هدف، رعایت توصیه‌های مربوط به برنامه‌ی کنترل و تضمین کیفی و در پی آن خطای مجاز<sup>(۴)</sup> پارامترهای مختلف، و رعایت استانداردهای مربوط به آن‌ها الزامی است [۲]. ICRU در گزارش شماره ۲۴ با بررسی داده‌های احتمال کنترل تومور<sup>(۵)</sup> (TCP)، نایقینی ۵٪ در انتقال دز جذبی به هدف را مجاز دانسته که این مقدار به عنوان یک استاندارد اعلام شده است. میجنیر<sup>(۶)</sup> و همکارانش در سال ۱۹۸۷ با در نظر گرفتن احتمال بیماری بافت سالم<sup>(۷)</sup> (NTCP)، برامه<sup>(۸)</sup> و همکارانش در سال ۱۹۸۸ با در نظر گرفتن آثار تغییرات دز بر روی احتمال کنترل تومور، نایقینی ۳ تا ۳/۵ درصد با انحراف معیار ۱ (برای مثال ۶ یا ۷٪ در سطح اطمینان ۹۵٪) را پیشنهاد کرده‌اند [۶].

چگونگی بررسی و کنترل حصول این استانداردها روز به روز در حال پیشرفت است که یکی از آن‌ها بررسی دقیق کیفیت<sup>(۹)</sup> و اثر بخشی برنامه‌ی تضمین کیفی مراکز می‌باشد. بررسی و بازبینی عملکرد تجهیزات پرتودرمانی و دزیمتری توسط افراد خارج از مرکز، مقایسه‌ی متقابل دزیمتری در بین مراکز پرتودرمانی<sup>(۱۰)</sup> نامیده می‌شود که شامل مقایسه‌ی دزهای اندازه‌گیری شده توسط تجهیزات دزیمتری خارج از مرکز با دزهای اندازه‌یابی شده در آن مراکز مطابق با شرایط تعریف شده است. این نوع بررسی در سطوح مختلفی، از کالیبراسیون ساده‌ی باریکه‌های فوتونی و الکترونی گرفته تا آزمایش‌های پیچیده، با به کارگیری فانتوم‌ها و آزمون سیستم‌های طرح درمان و روش کار، قابل اجرا است. برخی از این مقایسه‌های برون مرکزی به صورت فعالیت‌های یک‌باره (نه چندباره) و بعضی به صورت پیوسته و برخی دیگر به صورت یک برنامه‌ی بررسی مقایسه‌ای کیفی در سطح ملی اجرا می‌شوند. طبق تعریف سازمان بین‌المللی انرژی اتمی مقایسه‌ی متقابل برون مرکزی به سه سطح تقسیم می‌شود: در سطح اول خروجی باریکه‌های تابشی اندازه‌گیری می‌شود. در سطح دوم علاوه بر دزیمتری خروجی باریکه‌ی تابشی، اندازه‌گیری در شرایط غیر مرجع (همراه با گوه<sup>(۱۱)</sup>، بلاک و غیره) و



۲ سانتی‌متر و ۵ ورقه به ضخامت ۱ سانتی‌متر و ۲ ورقه به ضخامت ۰٫۵ سانتی‌متر که بعد از روی هم قرار گرفتن آن‌ها مکعبی به ابعاد  $10\text{cm} \times 10\text{cm} \times 10\text{cm}$  حاصل شد، ساخته شد. در یکی از ورقه‌های ۱ سانتی‌متری شیارهایی برای جای‌گذاری سه عدد TLD تعبیه گردید. در شکل ۱ جزئیات این فانتوم نمایش داده شده است.

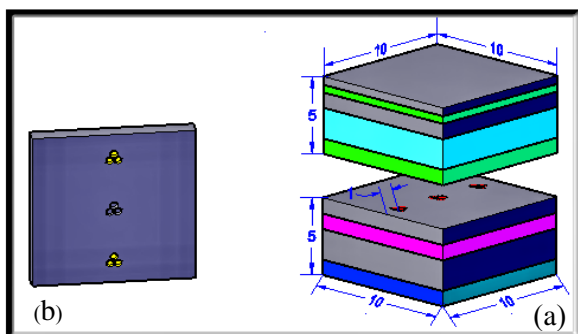
### ۲.۲ تجهیزات دزیمتری

در این بررسی از اتاقک یونش فارمر مدل PTW30001/30010 برای آزمایش‌های تجربی مربوط به ضریب تبدیل<sup>(۱۴)</sup> دز و از دزیمترهای ترمولومینسانس chips از نوع (LiF: Mg, P, Cu) با نام تجاری GR207A به قطر ۴٫۵ میلی‌متر و ضخامت ۰٫۸ میلی‌متر و دستگاه خواندن LTM ساخت شرکت فیمل<sup>(۱۵)</sup> فرانسه و کوره‌ی PTW ساخت کشور آلمان، موجود در آزمایشگاه دزیمتری گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تهران، برای اندازه‌گیری دز استفاده شد.

### ۳.۲ آماده‌سازی و کالیبراسیون دزیمترهای ترمولومینسانس

در این تحقیق از جعبه‌ای از جنس پرسپکس که دارای سطوح  $11\text{cm} \times 11\text{cm}$  و ضخامت تقریباً  $1\text{cm}$  و فرورفتگی‌هایی به عمق معادل ضخامت TLDها و یک درب از همان جنس بود، استفاده شد.

برای حصول اطمینان از یکسانی پاسخ TLDها و با توجه به این که اطلاعات موجود در TLDها به صورت اعدادی ارائه می‌شوند که دارای تغییرات تصادفی می‌باشند، برای به دست آوردن میزان دز جذبی، ابتدا کالیبراسیون انفرادی و گروهی TLDها انجام شد. برای این منظور، TLDها شماره‌گذاری شده و در چند ردیف نزدیک هم روی ظرف نگاه‌دارنده‌ی TLD



شکل ۱. نمای طرح‌وار جانبی (a) و بالایی (b) فانتوم طراحی شده.

در سطح سوم اندازه‌گیری دز در یک فانتوم آنتروپومورفیک در یک شرایط درمانی مشخص انجام می‌شود [۷].

به طور کلی هدف تمام این نوع بررسی‌ها در تمام سطوح، دستیابی به استانداردها در کارآمدی تجهیزات درمانی و دزیمتری در هر مرکز شرکت‌کننده در این نوع بررسی‌های میان‌مرکزی و به دنبال آن فراهم‌سازی اساس و پایه‌ی روش‌شناسی دزیمتری عملی و خطوط راهنمای مناسب به عنوان مرجع برای بررسی مقایسه‌ای در سطح وسیع‌تر می‌باشد [۲]. این نوع بررسی به دو روش بررسی در محل [۸ و ۹] و بررسی با دزیمترهای ارسالی [۱۰ تا ۱۳] انجام می‌شود. سازمان‌هایی از قبیل مرکز فیزیک رادیولوژیکی<sup>(۱۲)</sup> (RPC) و IAEA/WHO از فانتوم‌های کوچک و ساده برای تکنیک‌های ساده و اهداف مقایسه‌ای ابتدایی و از فانتوم‌های آنتروپومورفیک برای تکنیک‌های پیچیده در سطح ملی و بین‌المللی، استفاده می‌کنند [۱۴]. گروهی در تایوان با استفاده از فانتوم مکعبی از جنس پرسپکس و به ابعاد  $5\text{cm} \times 6\text{cm} \times 6\text{cm}$ ، دزیمترهای TLD و کد Beamnrc [۱۵] و مراکز دیگری نیز در کشورهای از قبیل الجزایر، جمهوری چک، استرالیا از فانتوم‌های طراحی شده توسط خودشان و یا فانتوم‌های آنتروپومورفیک این کار را به صورت مستقل و بین چند مرکز انجام داده‌اند [۱۶ تا ۱۹].

با بررسی گزارش‌های تعدادی از سازمان‌های بین‌المللی و مقالات ارائه شده در این زمینه توسط محققین مختلف، به ضرورت طراحی یک سیستم دزیمتری برای انجام یک مقایسه‌ی متقابل برون مرکزی دزیمتری به عنوان بخشی از بازمینی کیفی محدود جزئی<sup>(۱۳)</sup>، پی برده شده است. در این مقاله کارآمدی سیستم دزیمتری طراحی شده برای انجام بررسی مقایسه‌ای بین مراکز رادیوتراپی ارزیابی شده است و در نهایت نسبت دز اندازه‌گیری شده به دز محاسبه شده توسط این سیستم دزیمتری متشکل از فانتوم طراحی شده، همراه با دزیمترهای ترمولومینسانس و دستگاه‌خواندن TLD، تعیین شده است.

## ۲. مواد و روش‌ها

### ۱.۲ فانتوم

یک فانتوم از جنس پرسپکس و متشکل از ورقه‌های  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$  با ضخامت مختلف شامل ۲ ورقه به ضخامت

**۴.۲ ضریب تبدیل دز در فانتوم طراحی شده به دز در فانتوم**

$$4.0\text{cm} \times 4.0\text{cm} \times 4.0\text{cm}$$

با توجه به این که فانتوم طراحی شده به دلیل ابعاد کوچکش (10cm×10cm×10cm) شرایط یک فانتوم استاندارد برای دزیمتری را نداشت یک ضریب تبدیل برای تبدیل دز به دز فانتوم استاندارد مورد استفاده در بخش‌های رادیوتراپی مورد نیاز بود. برای به دست آوردن یک چنین ضریبی، از کد MCNPX 2.4.0 و هم چنین برای اندازه گیری تجربی طبق پروتکل TRS398، از اتاقک یونش در عمق مرجع (۵ سانتی متر) در هر دو فانتوم استفاده شد [۲۰]. هدف از تابش دهی اتاقک یونش در عمق یکسان از هر دو فانتوم کوچک و بزرگ و شبیه سازی، به دست آوردن ضریبی برای جبران حذف پراکندگی های جانبی در فانتوم کوچک بوده است.

بدین ترتیب طبق داده های ارایه شده توسط کارخانه ی سازنده، ساختارهای سر شتاب دهنده ی واریان (Varian 2100Clinac) و ۶ و ۱۸ مگاولتی و دو فانتوم آب (معادل بافت بدن) در ابعاد 40cm×40cm×40cm و 10cm×10cm×10cm در فاصله ی ۱۰۰ سانتی متر از سطح چشمه، با استفاده از کد MCNPX 2.4.0، شبیه سازی شد. در عمق ۵ سانتی متری از هر کدام از فانتوم ها استوانه ای به شعاع ۱ سانتی متر و به طول ۰٫۲ سانتی متر منطبق بر محور مرکزی شتاب دهنده شبیه سازی گردید.

با استفاده از تکنیک کاهش واریانس فضای فازی<sup>(۱۹)</sup> کد یک بار اجرا گردید [۲۱ تا ۲۴] و تاریخچه ی ذرات عبوری در صفحه ای که در ۲ سانتی متری دهانه در نظر گرفته شده بود در فایل ذخیره گردید. چون با تغییر اندازه ی میدان، قطعات بالایی ثابت بودند، برای هر بار اجرای کد، از همان فایل به عنوان چشمه ی اولیه پرتوها استفاده شد. برای موارد گوه دار مقدار BNUM در PHYS: CARD الکترون برای انرژی ۶ و ۱۸MV بهینه شد و این بهینه سازی زمان اجرا را تا حد قابل قبولی کاهش داد. با استفاده از تالی \*F8، که انرژی به جا گذاشته شده را بر حسب مگا الکترون ولت به دست می دهد و برای محاسبه ی دز جذبی در یک سلول به کار می رود، نتیجه با خطای آماری کم تر از ۱٪ به دست آمد. در نهایت نسبت انرژی ها در دو فانتوم محاسبه و ضریب تبدیل دز حاصل از شبیه سازی نیز بدین طریق به دست آورده شد.

گذاشته شده و یک ورقه از جنس پرسپکس با ضخامت ۰٫۵ سانتی متر بر روی آن ها قرار داده شد تا دزیمترها در ناحیه ی تعادل الکترونی قرار گیرند و سپس تحت تابش دز ۸۰ سانتی گری پرتو گامای کبالت ۶۰ در میدان 20cm×20cm و 80cm=SSD<sup>(۱۶)</sup> قرار گرفتند. قابل ذکر است از طریق هر کدام از مراکز در رابطه با کنترل کیفی مربوط به بررسی تطابق میدان پرتو و میدان نوری از کالیبره بودن میدان پرتو اطمینان حاصل شد. پس از خواندن دزیمترها ضریب تصحیح جزء<sup>(۱۷)</sup> (ECC) مربوط به هر TLD با استفاده از رابطه ی زیر به دست آمد

$$ECC = \frac{\bar{x}}{x_i} \quad (1)$$

که در آن  $\bar{x}$  مقدار میانگین خوانش ها و  $x_i$  پاسخ TLD شماره i می باشد.

از ضرب عدد به دست آمده از خواندن هر کدام از TLD ها در ECC نظیر آن می توان از اثر تغییرات تصادفی خواندن TLD کاسته و به یک عدد مشخص دست یافت. هم چنین برای تبدیل اعداد حاصل از خواندن دزیمترها، به دز جذبی، کالیبراسیون گروهی انجام شد. بدین منظور دزیمترها دسته بندی شده و هر گروه تا دز مشخصی در محدوده ی ۰٫۳ تا ۴ گری پرتو دهی شدند. پس از خواندن آن ها نمودار دز (میلی گری) بر حسب شمارش، رسم و معادله ی کالیبراسیون از این نمودار به دست آمد

$$y=0.501x+0.057 \quad (2)$$

با استفاده از این معادله، تبدیل عدد حاصل از خواندن دزیمترها به دز جذبی امکان پذیر شد. در این معادله y دز جذبی بر حسب گری و x تعداد شمارش بوده و با میانگین گیری از اعداد حاصل از خواندن TLD ها به دست می آید. بعد از کالیبراسیون دزیمترها و قبل از تابش دهی آن ها بازپخت<sup>(۱۸)</sup> دزیمترها در کوره در دمای ۲۴۰ درجه ی سانتی گراد به مدت ۱۰ دقیقه همراه با یک سرد شدن سریع انجام شد. قابل ذکر است چون در این تحقیق، TLD های تازه خریداری شده استفاده شد، بعد از خارج کردن آن ها از بسته های شان و پیش از کالیبراسیون آن ها عمل بازپخت انجام شد.



دز تحت شرایط ذکر شده، با روش مورد استفاده در آن مرکز (با استفاده از سیستم طرح درمان یا روش محاسبات دستی) محاسبه و TLDها تحت آن شرایط تابش دهی شوند. بنابراین در صورت استفاده از سیستم طرح درمان، انتقال داده‌های CT به آن سیستم ضروری است. لذا از فانتوم ساخته شده یک تصویر CT تهیه و داده‌های مربوط به آن به سیستم طرح درمان در هر مرکز منتقل و تعداد مانیتور یونیت مطابق با دز جذبی ۱Gy و تحت شرایط زیر برای تابش دهی فانتوم حاوی دزیمترها محاسبه شد.

- شرایط مرجع: اندازه گیری دز محور مرکزی با تابش دهی دزیمترها در عمق ۵ سانتی متری فانتوم کوچک در میدان  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ ،  $\text{SSD}=100\text{cm}$  و در دو انرژی ۶ و ۱۸MV.
- شرایط غیر مرجع:

الف) اندازه گیری دز محور مرکزی با تغییر در میدان تابش دهی دزیمترها در عمق ۵ سانتی متری فانتوم در میدان بزرگ  $20\text{cm} \times 20\text{cm}$ ،  $\text{SSD}=100\text{cm}$  و در دو انرژی ۶ و ۱۸MV.

تابش دهی دزیمترها در عمق ۵ سانتی متری فانتوم در میدان کوچک  $7\text{cm} \times 7\text{cm}$ ،  $\text{SSD}=100\text{cm}$  و در دو انرژی ۶ و ۱۸MV.

ب) اندازه گیری دز محور مرکزی در باریکه‌های تابشی گوه‌دار: تابش دهی دزیمترها در عمق ۵ سانتی متری فانتوم و در میدان  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ ،  $\text{SSD}=100\text{cm}$  و همراه با دو گوهی ۳۰ درجه و ۶۰ درجه در دو انرژی ۶ و ۱۸MV.

محاسبات مانیتور یونیت برای هر کدام از شرایط فوق با هر دو انرژی ۶ و ۱۸MV انجام شد و برای هر یک از شرایط ۳ عدد TLD در درون شیارها تابش دهی شد. علاوه بر دزیمترهای اصلی، ۳ عدد دزیمتر هم برای پرتوهای زمینه و ثبت تابش‌های محیطی در نظر گرفته شد. این دزیمترها در طول تابش دهی خارج از اتاق درمان قرار گرفتند و همیشه و در همه حال با دزیمترهای اصلی حمل و نقل شدند. با کم کردن مقادیر خوانده شده دزیمترهای زمینه، از دزیمترهای اصلی نتایج دز اندازه گیری شده به دست آمد. اندازه گیری‌ها در دو مرکز که دارای شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان بودند، انجام و میزان انحراف در هر یک از شرایط اندازه گیری از رابطه‌ی زیر به دست آمد

$$\Delta_D = \left( \frac{D_{\text{TLD}}}{D_{\text{state}}} - 1 \right) \times 100 \quad (5)$$

برای اندازه گیری‌های تجربی در همین شرایط از اتاقک یونش استفاده شد. بدین صورت که اتاقک تحت شرایط یکسان با شرایط تعریف شده برای تابش دهی TLDها در عمق ۵ سانتی متری از هر دو فانتوم پرسپکس  $10\text{cm} \times 10\text{cm} \times 10\text{cm}$  و  $40\text{cm} \times 40\text{cm} \times 40\text{cm}$  تا ۱۰۰ مانیاتور یونیت (واحد شمارش) تحت تابش قرار گرفت. در هر یک از شرایط فوق عدد به دست آمده از تابش دهی اتاقک یونش در فانتوم بزرگ بر عدد حاصل برای اتاقک در فانتوم کوچک تقسیم و از عدد حاصل به عنوان ضریب تبدیل دز در فانتوم کوچک به دز در شرایط استاندارد دزیمتری استفاده شد

$$Cf = \frac{D_{p10\text{cm}}}{D_{p40\text{cm}}} \quad (3)$$

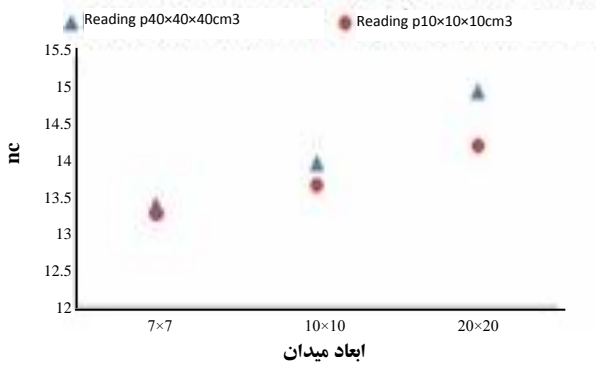
که در آن  $D_{p10\text{cm}}$  و  $D_{p40\text{cm}}$  دز در فانتوم به ترتیب  $10\text{cm} \times 10\text{cm} \times 10\text{cm}$  و  $40\text{cm} \times 40\text{cm} \times 40\text{cm}$  می باشد. در نهایت برای مقایسه‌ی ضریب تبدیل به دست آمده از شبیه‌سازی و تجربی، از رابطه‌ی زیر استفاده شد

$$\text{درصد اختلاف} = \frac{CF_{\text{Sim}} - CF_{\text{meas}}}{CF_{\text{meas}}} \quad (4)$$

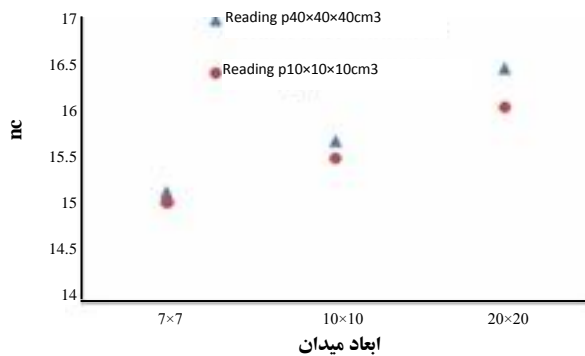
برای ارزیابی کارآیی فانتوم طراحی شده در اندازه گیری دز در میدان‌های کوچک تر و بزرگ تر از ابعاد آن، تغییرات دز و تغییرات ضریب تبدیل به دست آمده از اندازه گیری تجربی و شبیه‌سازی به صورت تابعی از ابعاد میدان مورد بررسی قرار گرفت. هم چنین برای بررسی میزان صحت و دقت دزیمترهای ترمولومیسانس، نتایج مربوط به حاصل ضرب ضریب تبدیل در دز TLDها با دز به دست آمده با استفاده از اتاقک یونش مقایسه شده و نسبت  $\frac{D_{\text{TLD}} \times CF}{D_{\text{IC}}}$  در عمق ۵ سانتی متری،  $\text{SSD}=100\text{cm}$  و میدان با ابعاد  $7\text{cm} \times 7\text{cm}$ ،  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$  و  $20\text{cm} \times 20\text{cm}$  به دست آمد.

#### ۵.۲ تابش دهی دزیمترها در موازنه مورد مطالعه

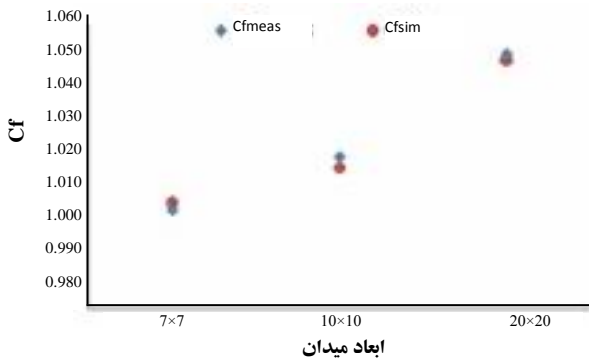
همان‌طور که در تعریف بازمینی کیفی مقایسه‌ای گفته شد این نوع بررسی توسط افراد خارج از مرکز و سیستم‌های دزیمتری مستقل از تجهیزات دزیمتری مورد استفاده در بخش‌های پرتودرمانی، انجام می شود و از هر مرکز خواسته می شود مقدار



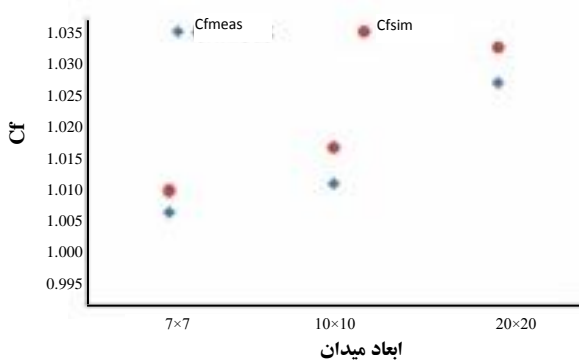
شکل ۲. تغییرات دز با ابعاد میدان در دو فانتوم در انرژی ۶MV.



شکل ۳. تغییرات دز با ابعاد میدان در دو فانتوم در انرژی ۱۸MV.



شکل ۴. تغییرات ضریب تبدیل با ابعاد میدان در انرژی ۶MV.



شکل ۵. تغییرات ضریب تبدیل با ابعاد میدان در انرژی ۱۸MV.

که در آن  $\Delta_D$  درصد انحراف،  $D_{TLD}$  دز به دست آمده از دزیمترهای ترمولومینسانس و  $D_{state}$  دز داده شده به سیستم طراحی درمان (۱ گری) می باشد.

### ۳. نتایج

برای تبدیل دز اندازه گیری شده در فانتوم کوچک به دز در فانتوم پرسپکس  $40\text{cm} \times 40\text{cm} \times 40\text{cm}$ ، از ضریب تبدیل به دست آمده از شبیه سازی و آزمایش های تجربی (جدول ۱) استفاده شد.

تغییرات دز به دست آمده با استفاده از اتاقک یونش و از شبیه سازی و تغییرات ضریب تبدیل حاصل از شبیه سازی و آزمایش های تجربی با ابعاد میدان در دو انرژی ۶ و ۱۸MV در شکل های ۲، ۳، ۴ و ۵ نشان داده شده است. هم چنین برای ارزیابی میزان دقت نتایج دز TLD، نسبت حاصل ضرب دز TLD در ضریب تبدیل دز به دز اتاقک یونش  $\left(\frac{Dose_{TLD} \times CF}{Dose_{IC}}\right)$  در هر سه میدان محاسبه شد. نتایج حاصل

در جدول ۲ نشان داده شده است.

پس از انجام هر کدام از مراحل ذکر شده و ارزیابی نتایج آن ها مرحله ی بعد تحقیق که اندازه گیری دز در دو مرکز بود، انجام و میزان انحراف در هر یک از شرایط اندازه گیری با استفاده از رابطه ی (۵) به دست آمد. نتایج حاصل برای دو مرکز A و B در جدول های ۳ و ۴ (شرایط، به ترتیب، بدون و با گوه) نشان داده شده است.

**جدول ۱.** ضرایب تبدیل دز به دست آمده از شبیه سازی و از آزمایش های

تجربی در انرژی های ۶ و ۱۸MV

انرژی ۱۸MV			انرژی ۶MV			شرایط اندازه گیری
درصد اختلاف	شبیه سازی	تجربی	درصد اختلاف	شبیه سازی	تجربی	
۰.۵	۱.۰۱۷	۱.۰۱۲	۰.۶	۱.۰۲۹	۱.۰۲۳	شرایط مرجع
۰.۳	۱.۰۱۱	۱.۰۰۸	۰.۲	۱.۰۱۰	۱.۰۰۸	مقطع باریکه عمق: ۵cm ابعاد میدان: $vcm \times vcm$ $20\text{cm} \times 20\text{cm}$
۰.۶	۱.۰۳۱	۱.۰۲۵	۰.۱	۱.۰۵۰	۱.۰۵۱	
۰.۱	۱.۰۰۹	۱.۰۱۰	۰.۵	۱.۰۰۶	۱.۰۱۱	مقطع باریکه با گوه عمق: ۵cm، SSD: ۱۰۰ و ابعاد میدان: $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ گوه: ۳۰ درجه ۶۰ درجه
۰.۶	۱.۰۲۹	۱.۰۲۳	۰.۵	۱.۰۱۷	۱.۰۲۲	

**جدول ۲.** نسبت دز TLD به دز اتاقک یونش در سه میدان با ابعاد متفاوت در انرژی‌های ۶ و ۱۸MV

$\frac{D_{TLD} \times CF}{D_{IC}} (18MV)$	$\frac{D_{TLD} \times CF}{D_{IC}} (6MV)$	$D_{IC} (18MV)$	$D_{IC} (6MV)$	$D_{TLD} \times CF (18MV)$	$D_{TLD} \times CF (6MV)$	میدان (cm×cm)
۰٫۹۸۲	۰٫۹۸۷	۱٫۰۱۹	۱٫۰۳۹	۱٫۰۰۱	۱٫۰۲۵	۷×۷
۰٫۹۴۸	۰٫۹۸۶	۱	۱٫۰۰۸	۰٫۹۸۴	۰٫۹۸۴	۱۰×۱۰
۰٫۹۹۵	۰٫۹۸۸	۰٫۹۹۲	۰٫۹۷۷	۰٫۹۸۷	۰٫۹۶۵	۲۰×۲۰

**جدول ۳.** میزان انحراف در سه میدان با ابعاد متفاوت در دو انرژی ۶ و ۱۸MV

$\Delta_D (18MV)$	$\Delta_D (6MV)$	$D_{TLD} \times CF_{meas} (18MV)$	$D_{TLD} \times CF_{meas} (6MV)$	دز / ابعاد میدان
A: ۰٫۱٪ B: ۹٫۲٪	A: ۲٫۵٪ B: ۵٫۷٪	A: ۱٫۰۰۱ B: ۱٫۰۹۲	A: ۱٫۰۲۵ B: ۱٫۰۵۷	۷cm×۷cm
A: -۵٫۲٪ B: ۶٫۸٪	A: -۱٫۴٪ B: ۶٪	A: ۰٫۹۴۸ B: ۱٫۰۶۸	A: ۰٫۹۸۵ B: ۱٫۰۰۶	۱۰cm×۱۰cm
A: -۱٫۳٪ B: ۸٫۳٪	A: ۳٫۳٪ B: ۷٫۲٪	A: ۰٫۹۸۷ B: ۱٫۰۸۳	A: ۰٫۹۶۶ B: ۱٫۰۷۲	۲۰cm×۲۰cm

**جدول ۴.** میزان انحراف در باریکه‌های تابشی گوه‌دار

$\Delta_D (18MV)$	$\Delta_D (6MV)$	$D_{TLD} \times CF_{meas} (18MV)$	$D_{TLD} \times CF_{meas} (6MV)$	دز / گوه
A: -۴٫۳٪ B: -۲٫۶٪	A: -۱٫۲٪ B: -۱٫۲٪	A: ۰٫۹۵۷ B: ۱٫۰۲۶	A: ۰٫۹۸۷ B: ۰٫۹۸۷	۳۰ درجه
A: ۰٫۱٪ B: ۳٫۹٪	A: -۲٫۸٪ B: ۲٫۵٪	A: ۰٫۹۹۹ B: ۱٫۰۳۹	A: ۰٫۹۷۱ B: ۱٫۰۲۶	۶۰ درجه

#### ۴. بحث و نتیجه‌گیری

مقایسه‌ی متقابل دزیمتری برون مرکزی به صورت مستقل، بخشی از برنامه‌ی تضمین کیفی روش تخمین میزان انحراف دز اندازه‌گیری شده از دز محاسبه شده در شرایط ابتدایی و ساده‌ی دزیمتری در مراکز می‌باشد. انجام چنین مقایسه‌هایی توسط سازمان‌ها و مراکز آموزشی گوناگون به طرق مختلف و با سیستم‌های دزیمتری گوناگون در کشورهای دیگر انجام شده است. این تحقیق نیز با هدف انجام این نوع بررسی طی دو مرحله انجام شد. در مرحله‌ی اول یک فانتوم از جنس پرسپکس طراحی و کارآمدی آن ارزیابی شد. در مرحله‌ی دوم با استفاده از این فانتوم میزان انحراف دز اندازه‌گیری شده نسبت به مقدار دز محاسبه شده در دو مرکز به دست آورده شد. با توجه به این که ابعاد فانتوم ساخته شده کوچک بود و دزیمتری با این فانتوم با حذف پرتوهای پراکنده‌ی جانبی و برگشتی همراه بود، از این رو برای به دست آوردن نتایج متناظر با شرایط استاندارد دزیمتری از یک ضریب تبدیل دز فانتوم کوچک به فانتوم پرسپکس

استاندارد استفاده شد. این ضریب از آزمایش‌های تجربی و شبیه‌سازی با اختلاف قابل قبول به دست آمد که مؤید کارآمدی این فانتوم ساخته شده، به عنوان بخشی از یک سیستم دزیمتری ساده و سبک در انجام بررسی مقایسه‌ای جزئی به صورت مستقل بود. در مرحله‌ی دوم از فانتوم طراحی شده و دزیمتر TLD برای اندازه‌گیری دز استفاده شد و با مقادیر محاسبه شده توسط سیستم‌های طرح درمان در دو مرکز مقایسه گردید.

ضریب تبدیل دز با دو روش تجربی و شبیه‌سازی به دست آمد. نتایج حاصل، از توافق خوبی برخوردار بودند. اختلاف بین شبیه‌سازی و تجربی در شرایط مرجع و برای انرژی ۶MV برابر ۰٫۶ درصد به دست آمد. در مطالعه‌ی مشابهی که در تایوان انجام و از یک فانتوم با ابعاد ۵٫۵cm×۶cm×۶cm از جنس پلی‌استیرین و از TLD100 برای بررسی مقایسه‌ای بین مراکز استفاده شد [۱۵]، و برای به دست آوردن ضریب تبدیل دز در فانتوم طراحی شده به دز در فانتوم آب ۳۰cm×۳۰cm×۳۰cm از کد BEAMnrc، و از شتاب‌دهنده‌ی واریان 21EX و از TLD100



TLDهای تابش داده شده در فانتوم کوچک، دز در شرایط استاندارد دزیمتری به دست آمد و میزان انحراف دز اندازه‌گیری شده با TLD نسبت به دز محاسبه شده تعیین شد. محدوده‌ی قابل قبول برای میزان انحراف دز اندازه‌گیری شده نسبت به دز محاسبه شده براساس گزارش شماره ICRU24،  $\pm 5\%$  درصد است. نتایج انحرافات حاصل از این مطالعه بایستی براساس این محدوده‌ی مجاز تغییرات مورد بررسی قرار گیرد.

به طور کلی نتایج این مطالعه نشان‌دهنده‌ی اهمیت هر چه بیش‌تر مقایسه‌ی دزیمتری در شرایط مرجع و غیرمرجع در سطح وسیع‌تر و با شرکت تعداد مراکز بیش‌تر می‌باشد. هم‌چنین کارآمدی فانتوم ساده‌ی استفاده شده در این مطالعه همراه با دزیمترهای ترمولومینسانس می‌تواند آن را به عنوان یک سیستم مناسب، برای مقایسه‌ی متقابل دزیمتری در بین مراکز پرتودرمانی پیشنهاد کند. علاوه بر این به نظر می‌رسد که بتوان از این سیستم دزیمتری برای اندازه‌گیری کمیت‌های معمول دیگر، نظیر دز محور مرکزی در میدان‌های با ابعاد متفاوت و یا در عمق بیشینه ( $d_{max}$ ) و برای سایر شرایط معمول در بخش‌های پرتودرمانی، به عنوان مثال در شرایط SSD و برای فوتون‌هایی با انرژی‌های متفاوت و با شرکت تعداد مراکز بیش‌تر استفاده کرد. در مرحله‌ی بعدی این تحقیق، سعی بر این است که این نوع اندازه‌گیری‌ها در دو مرکز دیگر در ایران که دارای شتاب‌دهنده‌ی واریان می‌باشند، به منظور تجزیه و تحلیل آماری انحرافات بین ۴ مرکز انجام شود.

### تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل یک پروژه‌ی تحقیقاتی در دوره‌ی کارشناسی ارشد در دانشگاه تربیت مدرس است که با حمایت مالی این دانشگاه و همکاری صمیمانه‌ی دو بیمارستان در تهران انجام شده است. خواندن دزیمترهای ترمولومینسانس نیز با همکاری صمیمانه‌ی مسئول آزمایشگاه دزیمتری گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شد. لذا بر خود لازم می‌دانیم کمال تشکر خود را از مسئولین محترم در دانشگاه تربیت مدرس، در بیمارستان‌های مربوطه، و از گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران ابراز کنیم.

برای آزمایش‌های تجربی استفاده گردید، تحت شرایط مرجع، اختلاف ۰/۵ درصد به دست آمد [۱۴]. مقدار ضریب تبدیل از شبیه‌سازی برابر ۱/۰۶۳ و از آزمایش‌های تجربی برابر ۱/۰۶۸ به دست آمد که بزرگ‌تر از مقادیر به دست آمده در تحقیق حاضر می‌باشد. این اختلاف را می‌توان به کوچک‌تر بودن اندازه‌ی فانتوم استفاده شده در آن مطالعه نسبت به فانتوم طراحی شده در تحقیق حاضر نسبت داد.

به نظر می‌رسد که اندازه‌ی کوچک فانتوم طراحی شده موجب بروز خطا در میدان‌های بزرگ شود، برای بررسی این موضوع روند تغییرات دز و ضریب تبدیل با ابعاد میدان مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج به دست آمده حاکی از افزایش ضریب تبدیل با افزایش ابعاد میدان بود. برای میدان با ابعاد کوچک ( $7\text{cm} \times 7\text{cm}$ ) نسبت دز در فانتوم بزرگ به دز در فانتوم کوچک، همان‌گونه که انتظار می‌رفت، کوچک‌تر است زیرا دو فانتوم از لحاظ پرتوهای پراکنده تقریباً دارای شرایط یکسان بودند. اما در میدان با ابعاد بزرگ این نسبت بزرگ‌تر بود که دلیل آن حذف پرتوهای پراکنده‌ی جانبی در فانتوم کوچک و به تبع آن کاهش دز در فانتوم کوچک و افزایش نسبت تعریف شده می‌باشد. این تغییرات در نتایج آزمایش‌های تجربی و شبیه‌سازی کاملاً نمایان است. بنابراین با استفاده از این ضریب امکان دزیمتری در میدان بزرگ‌تر از فانتوم نیز وجود دارد.

برای ارزیابی دزیمترهای استفاده شده و ضریب تبدیل و بررسی دقت نتایج TLDها، دز TLDها در فانتوم پرسپکس  $40\text{cm} \times 40\text{cm} \times 40\text{cm}$  با دز اتاقک یونش برای سه میدان با ابعاد مذکور در هر دو انرژی مقایسه و نتایج نسبت  $\frac{D_{TLD}}{D_{IC}}$  گزارش شد. در تحقیق مشابهی، ایزوسکا<sup>(۲۰)</sup> و همکارانش در سال ۲۰۰۷ از سیستم دزیمتری IAEA و پودر TLD برای بررسی مقایسه‌ای در سطح وسیع استفاده کردند. آن‌ها نسبت دز TLD به دز اتاقک یونش در میدان  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$  و انرژی ۶MV، را برابر ۱/۰۰۰ و در میدان  $20\text{cm} \times 20\text{cm}$  را برابر ۱/۰۰۷ گزارش کردند. در حالی که این مقادیر در مطالعه‌ی حاضر برابر ۰/۹۷۶ و ۰/۹۸۸ به دست آمد. این اختلاف را می‌توان به تفاوت در نوع دزیمترهای مورد استفاده در این دو تحقیق نسبت داد. با ضرب ضریب تبدیل به دست آمده از آزمایش‌های تجربی در مقادیر دز به دست آمده با





- |                                           |                                         |
|-------------------------------------------|-----------------------------------------|
| ۱. Random                                 | ۱۱. Wedge                               |
| ۲. Experimental Conditions                | ۱۲. Radiological Physics Center         |
| ۳. Biases                                 | ۱۳. Partial Quality Audit               |
| ۴. Tolerance Limit                        | ۱۴. Conversion Factor                   |
| ۵. Tumor Control Probability              | ۱۵. Fimel                               |
| ۶. Mijneer                                | ۱۶. SSD: Source Surface Distance        |
| ۷. Normal Tissue Complication Probability | ۱۷. ECC: Element Correction Coefficient |
| ۸. Brahme                                 | ۱۸. Anneal                              |
| ۹. Quality Audit                          | ۱۹. Phase Space                         |
| ۱۰. Dosimetry Intrcomparison              | ۲۰. Izewska                             |

### References:

- Martin CJ and Sutton DG, "Practical radiation protection in healthcare," New York, Oxford University Press Inc (2003).
- International Atomic Energy Agency, "Quality assurance in radiotherapy," Vienna, IAEA (1997).
- International Atomic Energy Agency. "Comprehensive QA for radiation oncology," American Association of Physicists in Medicine. Vienna, IAEA (1994).
- Hoornaert MTh VDJ, Vynckier S, Bouillier A, "A dosimetric quality audit of photon beams by the Belgian Physicist Association," *Radiother Oncol*, 28:37-43 (1993).
- Kalef-Ezra JA, Boziriya A, Litsas J, Tsekeris P, Koligliatis T. "Thermoluminescence dosimetry for quality assurance in radiation therapy," *Rad Prot Dos*. 101:403-5 (2002).
- Podgorsak EB. "Radiation oncology physics: a handbook for teachers and student," Vienna: IAEA (2005).
- MA EK, Harrison D, Cornes S J, Howlett DJ, Joseph T, Kron CS, Hamilton JW, Denham B. "Comprehensive Australasian multicentre dosimetric intercomparison," *Issues, logistics and recommendations. Med Imag & Rad Oncol*, 53:119-131 (2009).
- Nisbet A TD, Sheridan ME, "A dosimetric intercomparison of kilovoltage X-rays, megavoltage photons and electrons in the Republic of Ireland," *Radiother Oncol*, 48(1): 95-101 (1998).
- Nisbet A TD, "A dosimetric intercomparison of electron beams in UK radiotherapy centres," *Phys Med Biol*, 42(12), 2393-409 (1997).
- Hansson U JK, "Quality audit of radiotherapy with EORTC mailed in water TL dosimetry," *Radiother Oncol*. 20(3), 191-6 (1991).
- Davis B FP. "Quality audit of megavoltage radiotherapy units: intercomparison of dose at a reference point using mailed TL-dosimetry system," *Radiother Oncol*, 28(1), 79-81 (1993).
- Dutreix A vdSE, Derreumaux S, Chavaudra J. "Preliminary results of a quality assurance network for radiotherapy centers in Europe," *Radiother Oncol*, 29, 97-101 (1993).
- Huntley R IJ, "The 1998 Australian external beam radiotherapy survey and IAEA/WHO TLD postal quality audit," *Australas Phys Eng Sci Med*. 23(1), 21-9 (2000).
- Aguirre JF TR, Ibbott G, Stovall M, Hanson, W, "Thermoluminescence dosimetry as a tool for the remote verification of output for radiotherapy beams: 25 years of experience," In proceedings of the International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry IAEA, Vienna, IAEA (2002).



15. J.H. Lee, C.Y.Y., S.M. Hsu, M.Y. Shi, W.L. Chen, C.F. Wang, "Simple dose verification system for radiotherapy radiation," *Rad Meas.* 43, 954-8 (2008).
16. Arib M YA, Messadi A, Dari F. "Optimum parameters of TLD100 powder used for radiotherapy beams calibration check," *Med Dosim.* 31, 4-9 (2006).
17. Kroutilikova D NJ, Judas L. "Thermoluminescence dosimeters (TLD) quality assurance network in the Czech Republic," *Radiother Oncol.* 66, 35-44 (2003).
18. Kron T HC, Roff M, Denham J, "Dosimetric intercomparison for two Australasian clinical trials using an anthropomorphic phantom," *Int Radiat Oncol Biol Phys.* 52, 66-79 (2002).
19. Kurt K MVK, McKeever S. W. S, Townsend P. D, Valbarg, L, "Low temperature radioluminescence of LiF: Mg, Cu, P. *Rad Prot Dos.* 119, 134-8 (2006).
20. International Atomic Energy Agency. "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy," Vienna, IAEA, [Technical Reports Series No 398] (2000).
21. A. Mesbahi, P. Mehnati, A. Keshtkar, "A comparative Monte Carlo study on 6MV photon beam characteristics of Varian 21EX and Elekta SL-25 linacs," *Iran. J. Radiat. Res.* 5, 161-168 (2007).
22. A. Mesbahi, "Development a simple point source model for Elekta SL-25 linear accelerator using MCNP4C Monte Carlo code," *Iran. J. Radiat. Res.* 4, 7-14 (2006).
23. A. Mesbahia, M. Fixb, M. Allahverdia, E. Greinc, H. Garaati, "Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon," *Beam Characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements.* *App. Rad. Iso.* 62, 469-477 (2005).
24. A. Mesbahi, "Dosimetric characteristics of unflattened 6MV photon beams of a clinical linear accelerator: A Monte Carlo study," *App. Rad. Iso.* 65, 1029-1036 (2007).