

# بررسی صحیح بودن مقدار اشعه داده شده در پرتودرمانی سرطان پستان با

## ترمولومینسانس دوزیمتری

### چکیده

به نظر می‌رسد روش دوزیمتری *in vivo* روشی مناسب برای اطمینان حاصل کردن از کیفیت (quality assurance) رادیوتراپی با CO-60 باشد و می‌تواند جزء برنامه روزمره بخش‌های رادیوتراپی قرار گیرد. در این بررسی به روش دوزیمتری *in vivo* مقدار دوز نقاط ورودی و خروجی بدن برای ۲۰ بیمار مبتلا به سرطان پستان در میدان مماسی توسط تراشه‌های ترمولومینسانس (TLD) در بخش رادیوتراپی بیمارستان امام خمینی اندازه‌گیری شد. در این بررسی تراشه‌های TLD در برابر آشکارساز فارمر (Secondary Standard Dosimetry Laboratory) SSDL سازمان انرژی اتمی ایران کالیبره شدند. همچنین فاکتورهای اصلاح کننده برای انتقال شرایط مرجع به شرایط بالینی بیمار در ازای تغییر اندازه میدان، فاصله منبع تا سطح پوست، ضخامت، زاویه تابش و پرتوهای پراکنده برگشتی اندازه‌گیری و منحنیهای مربوطه رسم شد. در این تحقیق، برای اندازه‌گیری دوز نقاط میانی بیماران، دوز نقاط ورودی، خروجی و میانی در فانتوم لایه‌ای طراحی شده از جنس پرسپکس اندازه‌گیری شد سپس با دوزیمتری نقاط ورودی و خروجی بیماران با تراشه‌های TLD دوز نقطه میانی محاسبه گردید. دوز نقاط اندازه‌گیری شده با دوز محاسبه شده در طرح درمان بیمار مقایسه و میزان انحراف نسبی آنها به دست آمد و نتایج کلی به صورت هیستوگرام رسم شد. با توجه به حداکثر خطای مجاز توصیه شده توسط ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) ( $\pm 5\%$ ) میزان خطاهای خارج از استاندارد مشخص شدند. مقایسه هیستوگرام نقاط ورودی، میانی و خروجی با میانگینهای  $1/95\%$ ،  $1/87\%$  و  $4/3\%$  و انحراف استانداردهای  $6/5\%$  و  $11\%$  اختلاف معناداری را تنها بین نقاط ورودی و میانی نشان داد. با توجه به مقادیر انحراف استاندارد، گستردگی خطا در نقطه خروجی نسبت به نقطه ورودی مشخص می‌گردد که می‌تواند به علت وجود منابع ایجاد کننده خطای بیشتر در این نقطه باشد. تجزیه و تحلیل بیشتر هیستوگرامها به صورت میدانهای جداگانه برای میدانهای مماسی داخلی و خارجی نشان داد که این اختلاف برای نقطه خروجی معنی‌دار می‌باشد ( $PValue=0/01$ ) که می‌تواند ناشی از خطای الگوریتمهای محاسباتی و خطاهای مربوط به تنظیم بیمار باشد. بطور خلاصه منابع خطای این تحقیق که توسط دوزیمتری *in vivo* مشخص شد عبارت بودند از: خطا در الگوریتمهای محاسباتی بخصوص خطا در محاسبه ناهمگنی‌ها و انحنای بیمار، خطا در تنظیم بیمار (set-up)، حرکت بیمار، خطای خروجی دستگاه و خطای ناشی از انتقال اطلاعات. هدف از انجام این تحقیق تشخیص و تعیین مقدار خطاهای ایجاد شده در پایان درمان بیمار بوده است. بنابراین روش دوزیمتری *in vivo* می‌تواند نقش مهمی در اجرای کنترل کیفی (Q.C) بخش رادیوتراپی جهت ارتقای کیفی درمان بیماران داشته باشد.

I دکتر محمود اله وردی

\*مهبد اصفهانی II

III دکتر فرهاد سمیعی

I دکتر حسین قرائتی

IV دکتر علی اکبر شرفی

کلیدواژه‌ها: ۱- رادیوتراپی ۲- کنترل کیفی ۳- ترمولومینسانس دوزیمتری

۴- بافت پستان

این مقاله خلاصه‌ای است از پایان نامه خانم مهبد اصفهانی جهت دریافت مدرک کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی به راهنمایی دکتر محمود اله وردی و مشاوره دکتر فرهاد سمیعی و دکتر حسین قرائتی سال ۱۳۸۱. همچنین این مقاله در پنجمین کنگره فیزیک پزشکی در دانشگاه تربیت مدرس سال ۱۳۸۱ و در کنگره اروپایی EFOMP سال ۱۳۸۲ ارائه شده است. در اجرای این تحقیق از پشتیبانی مالی معاونت پژوهشی دانشگاه تهران استفاده شده است.

I) استادیار گروه فیزیک پزشکی، بخش پرتودرمانی - سرطان‌شناسی، بیمارستان امام‌خمینی، خیابان باقرخان، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تهران.  
II) کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، بخش پرتودرمانی - سرطان‌شناسی، بیمارستان امام‌خمینی، خیابان باقرخان، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تهران (\*مؤلف مسئول).

III) استادیار و فوق تخصص پرتودرمانی - سرطان‌شناسی، بخش پرتودرمانی - سرطان‌شناسی، بیمارستان امام‌خمینی، خیابان باقرخان، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تهران.

IV) دانشیار گروه فیزیک پزشکی، معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی ایران، تهران.

## مقدمه

در رادیوتراپی، هدف انتقال حداکثر دوز به تومور و در همان زمان حداقل دوز به بافت طبیعی می‌باشد.

خطاهای موجود در اجرای درمان منجر به خطای ژئومتریکی یا دوزیمتری خواهد شد.

خطای دوزیمتری به مفهوم عدم تطابق دوز تجویز شده با دوز واقعی است (۱). با توجه به منحنیهای سیگموییدی شکل، پاسخ تومور و بافت طبیعی نسبت به دوز جذبی، ICRU، حداکثر خطای مجاز در انتهای درمان بیمار را  $\pm 5\%$  توصیه می‌کند.

این امر ضرورت دقت در دوز داده شده به بیمار و کنترل آن را برای بالا بردن کیفیت درمان نشان می‌دهد (۲). در جهت رسیدن به این هدف تحقیقات زیادی انجام شده است تا دوز محاسبه شده نسبت به دوزی که بطور واقعی به بیمار منتقل می‌شود مقایسه گردد.

روش دوزیمتری *in vivo* روشی است که بطور تجربی می‌تواند صحیح بودن دوز منتقل شده در هنگام اجرای درمان را بررسی کند تا در صورت مشاهده خطا برای اصلاح آن و ادامه درمان اقدام گردد (۳-۶).

تحقیقات متعدد در زمینه، اجرا و گنجاندن این پروسه به عنوان بخشی از برنامه کنترل کیفی و ضرورت وجود تجهیزات لازم در یک بخش رادیوتراپی به صورت روزمره وجود دارد.

از آنجائیکه در بین بیماران سرطانی، آمار بیماران مبتلا به سرطان پستان، در سطح جهانی و همچنین ایران رو به افزایش است (آمار انستیتو کانسر) و همچنین به علت نامنظم بودن محدوده (out-line) بافت پستان و بافت نامتجانس آن محاسبه دوز تجویز شده برای این بیماران دارای مشکلات و خطاهای زیادی می‌باشد. بنابراین اجرای روش دوزیمتری *in vivo* در درمان سرطان پستان بسیار ضروری به نظر می‌رسد (۷ و ۸).

هدف از این تحقیق اجرای روش دوزیمتری *in vivo* هنگام درمان بیماران مبتلا به سرطان پستان بوده است تا

با تعیین مقدار خطاهای ایجاد شده در پایان درمان بیمار در جهت کشف و رفع خطا در ادامه درمان اقدام گردد.

## روش بررسی

برای دوزیمتری در این بررسی از تراشه‌های TLD-100 استفاده شد که شامل لیتیوم فلوراید همراه با ناخالصی منیزیم و تیتانیوم می‌باشد (LiF: Mg, Ti).

این تراشه ابعاد  $3 \times 3$  میلیمتر مربع و ضخامت  $0.9$  میلیمتر دارد که چیپس (Chips) خوانده می‌شود.

عدد اتمی TLD-100  $8/2$  است که به عدد اتمی آب ( $7/4$ ) نزدیک می‌باشد در نتیجه برای پرتودرمانی بالینی بسیار مناسب است.

برای حفاظت و جلوگیری از آلودگی، تراشه‌ها در داخل پوشش مخصوص شفاف قرار داده شدند.

در مرحله اول TLDها در برابر آشکارساز فارمر SSDL سازمان انرژی اتمی برای نقاط ورودی و نقاط خروجی در شرایط مرجع (ضخامت=  $10$  سانتیمتر، فاصله منبع تا سطح پوست=  $80$ ، اندازه میدان=  $10 \times 10$ ) به صورت جداگانه کالیبره شدند (۹ و ۱۰).

جهت اندازه‌گیری دوز نقطه میانی بیماران و فاکتورهای تصحیح، یک فانتوم لایه‌ای (slab-phantom) از جنس پرسپکس به ابعاد  $30 \times 30$  سانتیمتر با ضخامت‌های  $1-50$  میلیمتر طراحی و ساخته شد. همچنین ۲ لایه برای جاسازی آشکارساز فارمر  $0.6$  میلیمتر در عمق  $1$  و  $0.5$  سانتیمتری در نظر گرفته شد (شکل شماره ۱).

توسط این فانتوم می‌توان دوز نقاط ورودی (i)، خروجی (e) و میانی (m) را در فانتوم لایه‌ای با ضخامت‌ها و اندازه میدانهای مورد نظر اندازه گرفت (۵، ۶، ۷، ۸، ۹ و ۱۲).

پرسپکس به شعاع ۰/۵ سانتیمتر روی سطح بدن بیمار در محل ورود و خروج پرتو قرار داده شده و پس از تابش خوانده شد. با تأثیر ضریب تصحیح انفرادی (ECC) در میزان ثبت شده توسط هر TLD و کسر پرتوهای زمینیه، میزان ثبت شده توسط TLD برای هر جلسه به دست آمد.

جهت حذف تغییرات آماری در میزان ثبت شده توسط TLD، اندازه‌گیری در ۳ جلسه درمان با فاصله زمانی حداقل ۱ روز انجام و از میزانهای ثبت شده میانگین گرفته شد (۱۳، ۱۴ و ۱۵).

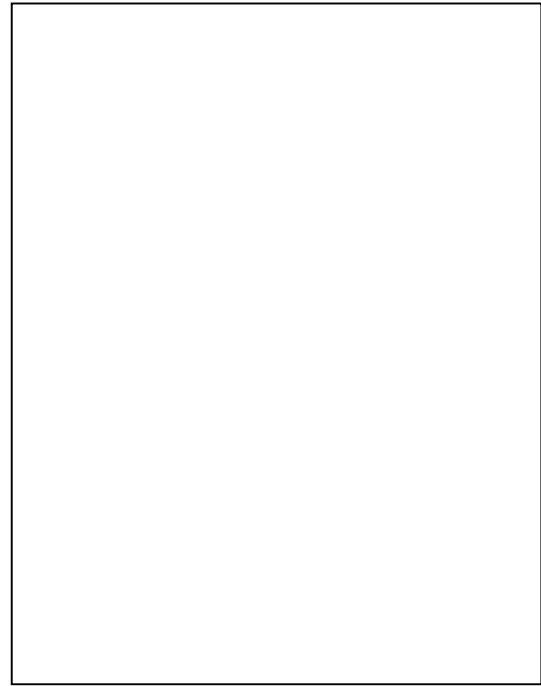
جهت اندازه‌گیری دوز نقطه میانی بیماران اندازه‌گیریهای گسترده‌ای توسط فانتوم لایه‌ای در نقاط ورودی، میانی و خروجی در ضخامتها و اندازه میدانهای متفاوت انجام شد.

ارتباط دوز نقاط خروجی به ورودی  $(\frac{e}{i})$  و همچنین دوز نقاط میانی به ورودی  $(\frac{m}{i})$  نسبت به ضخامت بافت برای میدانهای مختلف به دست آمد. با توجه به مقادیر اندازه‌گیری شده منحنی تغییرات  $(\frac{m}{i})$  برحسب  $(\frac{e}{i})$  رسم شد.

به کمک این منحنی با داشتن دوز نقاط ورودی و خروجی که به صورت *in vivo* اندازه‌گیری شده است و با استفاده از نسبت  $(\frac{e}{i})$  می‌توان مقدار  $(\frac{m}{i})$  و با داشتن دوز نقطه ورودی، دوز نقطه میانی را به دست آورد (۶، ۱۶).

جهت تجزیه و تحلیل دوز نقاط اندازه‌گیری شده درصد انحراف نسبی برای بیماران براساس نسبت تفاضل دوز محاسبه شده و اندازه‌گیری شده به دوز محاسبه شده به دست آمد و هیستوگرامهای مربوط به کل بیماران براساس این اطلاعات رسم گردید.

مقادیر میانگین و انحراف استاندارد نیز برای هر هیستوگرام محاسبه شد (۳، ۴، ۱۷ و ۱۸).



شکل شماره ۱- فانتوم لایه‌ای همراه با چمبر یونیزان و لایه مربوط به آن برای اندازه‌گیری دوز نقطه میانی بیماران و فاکتورهای تصحیح

با توجه به اینکه کالیبراسیون تراشه‌های TLD شرایط مرجع انجام شد اما شرایط درمان بیماران متفاوت بود، فاکتورهای تصحیح برای تغییر شرایط مرجع در اندازه میدان، فاصله منبع تا سطح پوست (SSD)، ضخامت بافت، زاویه تابش و پرتوهای پراکنده برگشتی با در نظر گرفتن رابطه  $CF = \frac{(D/R)_{mes}}{(D/R)_{ref}}$  بررسی شد (۴، ۱۲ و ۱۳).

در این رابطه  $(\frac{D}{R})_{mes}$ ، نسبت میزان ثبت شده توسط آشکارساز به میزان ثبت شده توسط TLD در شرایط جدید اندازه‌گیری و  $(\frac{D}{R})_{ref}$  نسبت میزان ثبت شده توسط آشکارساز به میزان ثبت شده TLD در شرایط اندازه‌گیری مرجع است. CF نیز ضریب تصحیح می‌باشد.

دوز نقاط ورودی و خروجی ۳۰ بیمار توسط تراشه‌های TLD اندازه‌گیری شد.

در هر بار تنظیم (set-up) بیمار در وضعیت مماسی (tangential) داخلی یا خارجی، ۲ عدد TLD همراه با لایه build-up و build-down به شکل نیم کره از جنس

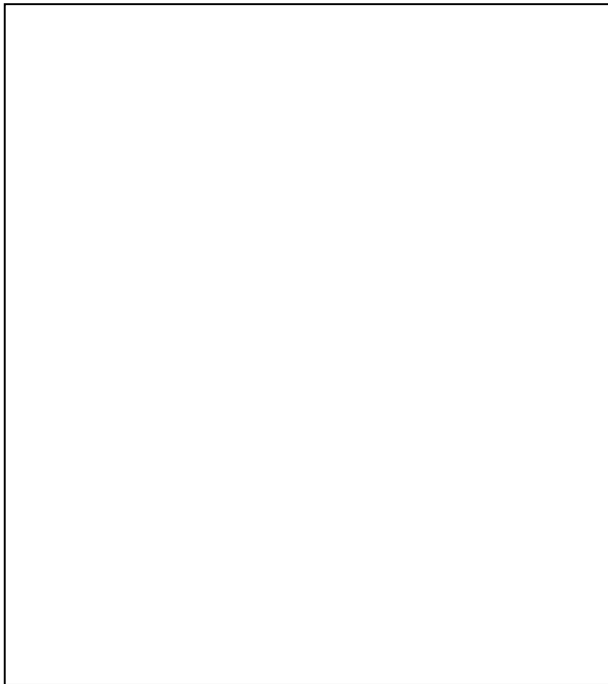
این مطالعه به صورت غیر مداخله‌ای و توصیفی انجام شد. یعنی درمان انجام شده در بخش رادیوتراپی بیمارستان امام خمینی بررسی و توصیف گردید.

جهت تجزیه و تحلیل آماری از نرم‌افزار SPSS و برای مقایسه میانگین داده‌ها از روش آماری independent-test و one way Anova استفاده شد. همچنین برای "تعیین تفاوت بین گروهی" از روش Post Hoc Tukey استفاده گردید.

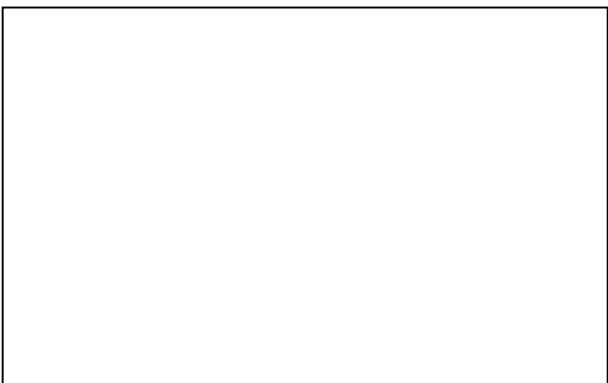
### نتایج

بر اساس منحنیهای مربوط به کالیبراسیون TLD در برابر آشکارساز فارمر، در نقاط ورودی و خروجی تغییرات ثبت شده توسط TLD برحسب دوز جذبی به صورت خطی بود که از معادله  $y=0.0321X+1/8777$  برای نقطه ورودی و از معادله  $y=0.0331X+0/882$  برای نقطه خروجی پیروی می‌کند.

فاکتورهای تصحیح کننده به دست آمده برای نقاط ورودی و خروجی در نمودارهای شماره ۴-۱ ارائه شده است.



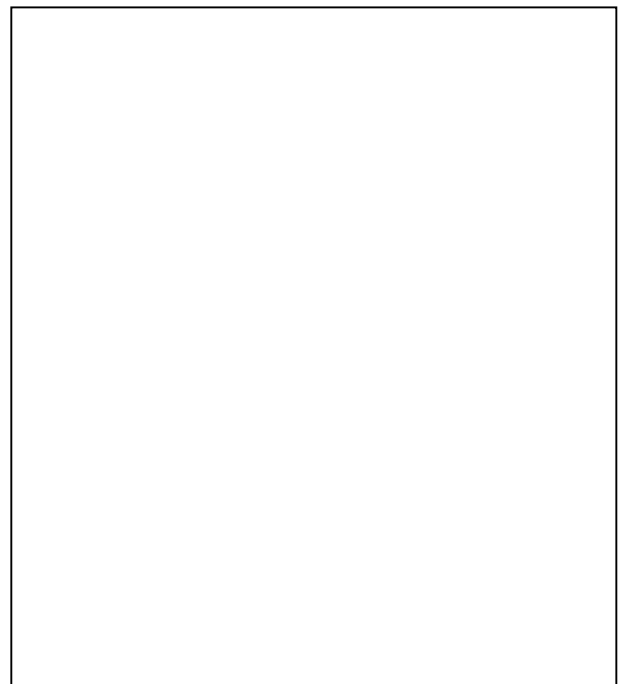
نمودار شماره ۲- منحنی تغییرات فاکتور تصحیح کننده نسبت به SSD در نقطه ورودی و خروجی



نمودار شماره ۳- منحنی تغییرات فاکتور تصحیح کننده نسبت به تغییر ضخامت برای نقطه خروجی



نمودار شماره ۴- منحنی تغییرات فاکتور تصحیح کننده پرتوهای برگشتی نسبت به اندازه میدان



نمودار شماره ۱- منحنی تغییرات فاکتور تصحیح کننده نسبت به اندازه میدان در نقطه ورودی و خروجی

خارجی دارای میانگین  $0/24$ ٪ و انحراف استاندارد  $12$ ٪ بوده است. هیستوگرام مربوط به نقطه میانی در میدان مماسی داخلی دارای میانگین  $1/25$ ٪ و انحراف استاندارد  $5/5$ ٪ و هیستوگرام این نقطه در میدان مماسی خارجی دارای میانگین  $5/29$ ٪ و انحراف استاندارد  $7/5$ ٪ بود.

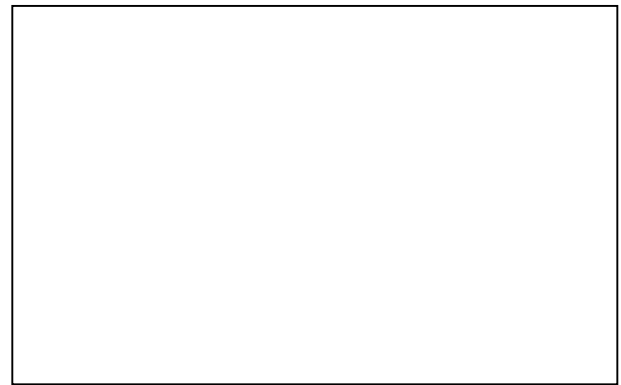


**نمودار شماره ۶** - هیستوگرام درصد انحراف نسبی در میدانهای مماسی داخلی و خارجی برای نقاط ورودی، میانی و خارجی

#### بحث

مقایسه آماری هیستوگرامهای نقاط ورودی، میانی و خروجی با میانگینهای  $1/95$ ٪،  $6/87$ ٪ و  $4/3$ ٪ و انحراف استانداردهای  $5$ ٪،  $6/5$ ٪ و  $11$ ٪، تفاوت معناداری را تنها

به دنبال اندازه‌گیری دوز نقاط ورودی، میانی و خروجی در فانتوم پرسپیکس، منحنی تغییرات  $(\frac{e}{i})$  و  $(\frac{m}{i})$  برای میدانهای مختلف برحسب تغییر ضخامت رسم شد. منحنی نهایی تغییرات  $(\frac{m}{i})$  برحسب  $(\frac{e}{i})$  برای میدانهای مختلف در نمودار شماره ۵ نشان داده شده است. به کمک این منحنی می‌توان مقدار دوز نقطه میانی را با اندازه‌گیری دوز نقاط ورودی و خروجی روی بیمار به صورت *in vivo* به دست آورد.



**نمودار شماره ۵** - منحنی تغییرات  $(\frac{m}{i})$  برحسب  $(\frac{e}{i})$  برای میدانهای مختلف

درصد انحراف نسبی بین دوز نقاط اندازه‌گیری شده و محاسبه شده در طرح درمان بیمار برای تمام بیماران به دست آمد که نتایج آن به صورت هیستوگرام ارائه شده است. نمودار شماره ۶ هیستوگرام مربوط به نقاط ورودی، خروجی و میانی را برای میدانهای مماسی داخلی و خارجی نشان می‌دهد. برای دسترسی به دقت بیشتر در تعیین خطای میدانها، هر میدان بطور جداگانه مورد بررسی قرار گرفت و هیستوگرام نقاط مورد نظر برای میدانهای مماسی داخلی و خارجی بطور جداگانه به دست آمد. هیستوگرام مربوط به نقطه ورودی در میدان مماسی داخلی دارای میانگین  $1/24$ ٪ و انحراف استاندارد  $5$ ٪ و هیستوگرام مربوط به نقطه ورودی در میدان مماسی خارجی دارای میانگین  $2/7$ ٪ و انحراف استاندارد  $4/5$ ٪ بود. هیستوگرام نقطه خروجی میانگین  $7/96$ ٪ با انحراف استاندارد  $8$ ٪ در میدان مماسی داخلی داشت. این نقطه برای میدان مماسی

سرطان پستان، مقادیر SSD و ضخامت بیمار در شرایط درمان، مطابق مقادیر آن در طرح درمان بیماران نبود در نتیجه منجر به ایجاد خطا در دوز داده شده به بیمار شده بود.

- حرکت بیمار به صورت ارادی یا غیرارادی: خطا در خروجی دستگاه و خطا در انتقال اطلاعات نیز می‌تواند از منابع خطا باشند. با توجه به مقالات ارائه شده در این زمینه (۸، ۱۷، ۱۸ و ۱۹) منابع خطای مشابهی مطرح شده است. البته در اغلب این مقالات مقادیر میانگین انحراف استاندارد نشان دهنده، خطای کمتر در این مراکز به دلیل وجود تجهیزات بیشتر و اجرای کنترل کیفی به صورت معمول می‌باشد. لازم به ذکر است که این مقالات از مراکز پیشرفته اروپایی با تجهیزات کامل ارائه شده که در آنها برنامه‌های کنترل کیفی بطور جدی پیگیری می‌شود. برای رفع خطاهای موجود استفاده از الگوریتم محاسباتی مناسب، روشهای تنظیم (set-up) مناسب‌تر بیمار، استفاده از سیستمهای ثابت کننده بیمار، کنترل خروجی دستگاه و حضور تیم پرتودرمانی در اولین جلسه درمان برای اجرای صحیح درمان پیشنهاد می‌گردد. به عنوان یک نتیجه‌گیری کلی می‌توان گفت که به نظر می‌رسد روش دوزیمتری *in vivo* یک راه مناسب و معتبر در راستای اجرای کنترل کیفی (Q.C) برای قرار گرفتن در استانداردهای جهانی پرتودرمانی بوده و برای اطمینان یافتن از صحت درمان اجرا شده کمک‌کننده می‌باشد. یکی از مشکلات اجرای این پژوهش انتخاب تراشه TLD به عنوان دوزیمتر به دلیل امکانات موجود بود در حالی که روش بهتر و مناسبتر استفاده از دایود می‌باشد که به دنبال آن استفاده از چند مرکز و صرف وقت و هزینه زیاد جهت دوزیمتری ضرورت پیدا کرد.

#### تقدیر و تشکر

بدین وسیله از بخش SSDL سازمان انرژی اتمی ایران، مرکز پزشکی نوین، دانشکده پیراپزشکی گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ایران و بخش پرتودرمانی -

بین نقاط ورودی و میانی نشان داد ( $P\text{-Value}=0/005$ ). در مقایسه انحراف استانداردها گستردگی بیشتر خطا در نقطه خروجی نسبت به نقطه ورودی مشاهده شد که این امر قابل پیش‌بینی بود و می‌تواند ناشی از خطای الگوریتم محاسباتی و خطا در تنظیم ضخامت بافت باشد. در مقایسه آماری بین هیستوگرامهای میدانهای مماسی داخلی و خارجی این اختلاف برای نقاط ورودی و میانی معنادار نبود ( $P>0/05$ ) در حالی که برای نقاط خروجی این اختلاف معنادار بوده است ( $P\text{Value}=0/01$ ).

با توجه به این مسئله می‌توان گفت گستردگی خطا در نقطه خروجی برای میدان مماسی داخلی و خارجی یکسان نیست. این امر می‌تواند ناشی از خطای الگوریتم محاسباتی برای یکسان در نظر گرفتن انحنا داخل و خارج باشد یا اینکه خطای بیشتری در تنظیم بیمار برای میدان مماسی داخلی نسبت به میدان مماسی خارجی وجود داشته است. بطور کلی می‌توان چنین نتیجه گرفت که با توجه به گستردگی خطا در هیستوگرامها می‌توان منابع خطاهای زیر را بدین ترتیب مطرح کرد:

- خطا در الگوریتم محاسباتی: در این الگوریتم ناهمگنی انحنا بیمار و برخورد مایل پرتو در نظر گرفته نمی‌شود. در حالی که این شرایط در کلینیک بیماران مبتلا به سرطان پستان وجود دارد. در میدان مماسی این بیماران، قسمتی از میدان تابشی در هوا قرار دارد و به علت عدم وجود بافت در این قسمت پرتواسکتر کاهش می‌یابد که به عنوان یک ناهمگنی در میدان تابشی مطرح است. برخورد مایل پرتو به سطح بافت به علت انحنا بدن بیمار (curvature) موجب جابجایی منحنیهای با دوز یکسان می‌شود. همچنین وجود ریه در قسمتی از میدان تابشی باعث ایجاد نقاط داغ (hot spots) در دوسوی آن می‌گردد. با استفاده از الگوریتمهای محاسباتی مناسب می‌توان این نقصها را تاحدی رفع کرد. البته باید گفت این خطا اثر خاص خود را در نقطه خروجی نشان می‌دهد.

- خطا در تنظیم بیمار (set-up): به علت میزان بالای خطا در تنظیم میدان مماسی به روش SSD در بیماران مبتلا به

Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, 1997; 38:899-905.

11- IAEA TRS, International Atomic Energy Agency Absorbed Dose Determination in External Beam radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, IAEA, 2000 (31 August); v.9: 35-45

12- Cozzi L. and Fogliata-Cozzi A. Quality assurance in radiation oncology. A study of feasibility and impact on action levels of an in vivo dosimetry program during breast cancer irradiation, *Radiother. Oncol*, 1998; 47: 29-36.

13- Loncol Th., Greffe J.L., Vynckier S., and Scalliet P. Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparison of methods and in vivo results, *Radiother. Oncol*, 1996; 41: 179-187.

14- Amor Duch M., Giniaume M., Chakkor H., Ortega X., Jornet N. and Ribas M. Thermoluminescence dosimetry applied to in vivo dose measurements for total body irradiation techniques, *Radiother. Oncol*, 1998; 47: 319-324.

15- Muniz J.L., Delgado A., Gomez Ros J.M. and Brosted A. Application of glow curve analysis methods to radiotherapy mailed dosimetry with LiF (TLD-100), *Phys. Med. Biol*, 1995; 40: 253-268.

16- Rizzotti A., Compri C. and Garusi F. Dose evaluation to patients irradiated by Co-60 beams, by means of direct measurement on the incident and on the exit surfaces, *Radiother. Oncol*, 1985; 3: 279-283.

17- Ribas M., Jornet N., Eudaldo T., Carabante D., Amor Duch M., Ginjaume M., et al. Midplane dose determination during total body irradiation using in vivo dosimetry, *Radiother. Oncol*, 1998; 335: 91-98.

18- Weber D.C., Nouet P., Kurtz J.M. and Allah A.S. Assessment of target dose delivery in anal cancer using in vivo thermoluminescent dosimetry, *Radiother. Oncol*, 2001; 59: 39-43.

19- Leunens G., Van Dam J., Duteix A. and Van Der Schueren E. Importance of in vivo dosimetry as part of a quality assurance program in tangential breast treatments, In *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 1993; 28: 285-296.

سرطان‌شناسی بیمارستان امام‌خمینی که در اجرای این طرح ما را یاری کردند، قدردانی می‌گردد.

#### منابع

1- Noel A., Aletti P., Bey P. and Malissard L. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry, *Radiother. Oncol*, 1995; 34: 144-151.

2- ICRU International Commission of Radiation Units and Measurement. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beam of X or gamma ray in radiotherapy procedures. ICRU report 24 Washington DC, 1976: 45-62.

3- Blyth C., Mcleod A.S. and Thwaites D.I. A pilot study of the use of in vivo diode dosimetry for quality assurance in Radiotherapy, *Radiography*, 1997; 3:131-142.

4- Millwater C.J., Macleod A.S. and Thwaites D.I. In vivo semiconductor dosimetry as part of routine quality assurance, *Br.J. Radiol*, 1998; 71: 661-668.

5- Yaparalvi R., Fontenla D.P., Yu L., Lai P. and Vikram B., Radiation therapy of breast carcinoma: Confirmation of prescription dose using diodes, In *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 1996; 35: 173-183.

6- Allahverdi M. (Ph.D), Esfahani M. (M.S.C), Samiee F. (MD), Gharaati H. (Ph.D) The use of in vivo dosimetry for dose Verification in treatment of breast cancer, The Fifth Iranian Congress of Medical Physics, 19-20 May 2002.

7- Dobbs HJ. Radiation therapy for breast cancer at the millennium, *Radiother. Oncol*, 2000; 54: 191-200.

8- Ciocca M., Landoni L., Italia C., Montanaro P., Canesi P. and Valdagni R. Quality Control in the conservative treatment of breast cancer: patient dosimetry using silicon detectors, *Radiother. Oncol*, 1991; 22: 304-307.

9- Muniz J.L. and Delgado A., A study of LiF GR-200 for radiotherapy mailed dosimetry, *Phys. Med. Biol*, 1997; 42: 2569-2576.

10- Ferguson H.M., Lambert G.D., Harrison R.M. and Fipem Automated TLD system for tumor dose estimation from exit dose measurements in external beam Radiotherapy,

## DOSE VERIFICATION OF BREAST CANCER IN RADIOTHERAPY BY TLD

<sup>I</sup> *M. Allah Verdi, Ph.D*    <sup>I</sup> *M. Esfahani, MSc*    <sup>II</sup> *F. Samiee, Ph.D*    <sup>III</sup> *H. Ghera'ati, Ph.D*    <sup>IV</sup> *A.A. Sharafi, Ph.D*

## ABSTRACT

In vivo dosimetry seems an appropriate method for quality assurance in radiotherapy with CO-60, which can be considered as a routine program in radiotherapy centers. In this study, entrance and exit dose in tangential fields were measured in phantom for 30 breast cancer patients by using TLD in radiotherapy section of Imam Khomeini Hospital. TLD crystals were calibrated against SSDL (Secondary Standard Dosimetry Laboratory) Farmer chamber of Iran Institute of Atomic Energy. An overall check of basic dosimetry, treatment unit parameter, planning and calculation methods and daily set up of the patients can be determined by combination of entrance and exit dose. Correction factors such as field size, SSD, thickness, angle of incidence and back scattered rays were obtained for difference between reference conditions and clinical situations. Measured dose by in vivo dosimetry was compared with the expected values for entrance, exit and midline points. The obtained mean values for these points were 1.95%, 4.3% and 6.87% with standard deviations of 5%, 11% and 6.5% respectively which showed no significant difference between these points except for entrance and midline points. The more spread of errors in exit point than in entrance point is due to more sources of errors in this point. Analysis of the results, field by field, (medial and lateral tangential fields) showed that this deviation was significant for exit point (P-value=0.01). This is due to calculation algorithms and set up uncertainties. Based on the results of in vivo dosimetry in this work, the sources of uncertainties were due to calculation algorithms, in particular, around inhomogeneities and patient curvature, set up, mobilization, output and data transfer. The aim of this work was to quantify and determine the uncertainties at the end of treatment stage; it is therefore concluded that in vivo dosimetry can be used as a valid tool for quality assurance in radiotherapy centres in order to improve the quality of treatment.

**Key Words:** 1) Radiotherapy 2) Quality Control 3) TLD 4) Breast Tissue

*This article is the summary of the thesis of M.Esfahani, MSc in Biophysics under supervision of M. Allah Verdi, Ph.D and consultation with F.Samiee, Ph.D and H.Ghera'ati, Ph.D, 2002. It is also presented in 5th congress of Biophysic in Tarbiat Modarres University, 2002 and in (EFOMP), European congress, 2003. This study is conducted under financial support of undersecretary research of Tehran University.*

**I)** *Ph.D, Assistant professor of Biophysics, Radiotherapy-Oncology unit, Emam Khomeini Hospital, Bagher Khan Ave, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.*

**II)** *MSc in Biophysics, Radiotherapy-Oncology unit, Emam Khomeini Hospital, Bagher Khan Ave, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran. (\*Corresponding author).*

**III)** *Ph.D, Assistant professor of Radiotherapy-Oncology, Emam Khomeini Hospital, Bagher Khan Ave, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.*

**IV)** *Ph.D, Associate professor of Biophysics, Head of undersecretary research of Iran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.*