

اندازه‌گیری دوز جذبی مthane و رکتوم در پرتودرمانی سرطان پروستات با روش

دوزیمتری ترمولومینسانس

چکیده

زمینه و هدف: افزایش میزان مرگ و میر ناشی از سرطان پروستات مبین روند رشد این بیماری است؛ به طوری که سرطان پروستات دومین سرطان شایع بعد از سرطان ریه در مردان به شمار می‌رود. در پرتودرمانی سرطان پروستات، استفاده از روش‌های جدید در درمان مؤثر این بیماری نقش بسزایی داشته و باعث کاهش پرتوگیری بافت‌های سالم مجاور خواهد شد.

در حال حاضر در اکثر مراکز درمانی کشور، برای درمان سرطان پروستات از دستگا Co-60 (کیالت 60) با طراحی درمان دو بعدی استفاده می‌شود، که بررسی و تأیید دوز رسیده به‌اندام بحرانی نظیر مthane و رکتوم جهت جلوگیری از اثرات جانبی، ضروری می‌باشد؛ لذا در این بررسی، میزان دوز جذبی این اندام‌ها در پرتودرمانی سرطان پروستات اندازه‌گیری شد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی، دوز رسیده به رکتوم و مthane را در روش طراحی درمان دو بعدی در درمان سرطان پروستات بر روی فنتوم انسان گونه معادل بافت، با استفاده از دوزیمترهای TLD-100 اندازه‌گیری و با مقادیر محاسبه شده در طراحی، با استفاده از آزمون آماری T-test مقایسه شد. با استفاده از آزمون One-sample Kolmogorov-Smirnov توزیع داده‌ها بررسی شد. نتایج با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS V.15 مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: در این اندازه‌گیری مقدار دوز جذبی مthane $236/8 \pm 14/9$ cGy و رکتوم $257/3 \pm 17/5$ cGy به دست آمد. نتایج نشان می‌دهد که مقادیر دوز جذبی مthane و رکتوم در اندازه‌گیری مستقیم در فنتوم، به طور معنی‌داری ($p\text{-value} < 0/05$) بزرگتر از مقادیر محاسبه شده دوز (مthane $162/4 \pm 2/2$ cGy و رکتوم $158/9 \pm 2/4$ cGy) توسط نرم‌افزار طراحی درمان می‌باشد.

نتیجه‌گیری: همان‌طور که یافته‌ها نشان می‌دهند، مقادیر دوز جذبی در مthane و رکتوم نسبت به آنچه که توسط نرم‌افزار محاسبه می‌شوند، بزرگتر است. در عمل، از آنجایی که در طراحی درمان دو بعدی فقط از یک برش CT-Scan جهت نقشه‌کشی استفاده می‌شود- در حالی که ناهمگنی‌های بافتی در بدن به صورت سه‌بعدی می‌باشند- لذا حجم هدف و نیز حجم اندام‌های در معرض خطر، به صورت تقریبی و غیر دقیق مورد محاسبه قرار گرفته که نهایتاً موجب ایجاد خطا در محاسبه دوز جذبی بافت‌های مورد نظر می‌شود. همچنین اثرات مربوط به پراکندگی ناشی از این ناهمگونی‌ها به این خطا اضافه می‌شود.

بنابراین در طراحی درمان دوبعدی سرطان پروستات توجه به این نکته که دوز جذبی رکتوم و مthane از مقادیر محاسبه شده برای آن‌ها توسط نرم‌افزار، به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر می‌باشد، ضروری است.

کلیدواژه‌ها: ۱- پرتودرمانی ۲- سرطان پروستات ۳- ترمولومینسانس دوزیمتری ۴- دوز جذبی مthane و رکتوم

*دکتر علی اکبر شرفی I

کریم خوش‌گرد II

دکتر علیرضا نیکوفر III

تاریخ دریافت: ۸۷/۴/۲۳، تاریخ پذیرش: ۸۷/۱۰/۴

مقدمه

مردان و نیز دومین عامل مرگ ناشی از سرطان می‌باشد.^(۱) سرطان پروستات نوعی بیماری است که در آن سلول‌های بدخیم از بافت‌های پروستات نشأت

افزایش میزان مرگ و میر ناشی از سرطان پروستات مبین روند رشد این بیماری است، به طوری که بعد از سرطان ریه، سرطان پروستات دومین سرطان شایع در

این مقاله خلاصه‌ای است از پایان‌نامه آقای کریم خوش‌گرد جهت دریافت درجه کارشناسی ارشد به راهنمایی دکتر علی اکبر شرفی و دکتر علیرضا نیکوفر، سال ۱۳۸۸. این مطالعه تحت حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران جندی‌شاپور اهواز انجام شده است. (کد پروژه: پ/۴۱۴)

(I) استاد و متخصص فیزیک پزشکی، دانشکده‌های پیراپزشکی و پزشکی، تقاطع بزرگراه شهید همت و چمران، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی ایران، تهران، ایران (* مؤلف مسئول)

(II) کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی ایران، تهران، ایران

(III) استاد یار و متخصص رادیوتراپی-انکولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی ایران، تهران، ایران

مقدار دوزی که می‌توان در هر جلسه به تومور داد را محدود می‌کند^(۷) و این مقدار دوز رابطه مستقیمی با میزان حجم بافت‌های سالم تحت تابش، دارد.

در مطالعات نشان داده شده است که با استفاده از روش‌های درمانی متداول در درمان بالینی سرطان پروستات، دوزهای محور مرکزی باید به ۷۰-۶۵ Gy محدود شود تا از آسیب جدی به بافت‌های سالم مجاور جلوگیری شود.^(۹و۸) اما در مطالعات دیگری نیز نشان داده شده است که افزایش دوز تأثیر معنی‌داری بر پاسخ سرطان پروستات به تابش خواهد داشت.^(۱۰)

لزوم افزایش دوز جهت کنترل موضعی تومور، تسریع روند بهبودی سرطان و در نتیجه بهبود کیفیت زندگی بیمار از یک طرف و لزوم کاستن دوز به اعضای حساس به پرتو مانند رکتوم و مثانه در پرتودرمانی سرطان پروستات، جهت کاهش عوارض جانبی، از طرف دیگر، موضوع میزان دوز اعمالی را مورد مصالحه قرار داده است؛ به طوری که دریک طراحی درمان مناسب باید از میزان دوز رسیده به اندام بحرانی آگاه بوده و این میزان تحت کنترل باشد.^(۱۱) به همین منظور مطالعه حاضر برای بررسی میزان دوز رسیده به اندام بحرانی نظیر مثانه و رکتوم در طراحی درمان متداول سرطان پروستات جهت جلوگیری از اثرات جانبی، انجام گرفت.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی، دوز رسیده به رکتوم و مثانه، با استفاده از دوزیمترهای ترمولومینسانس- تراشه‌های TLD-100 (LiF:Mg,Ti) ساخت کارخانه Harshaw- در طراحی درمان دو بعدی متداول (Two - dimensional treatment planning PT2D) سرطان پروستات بر روی فنتوم آنتروپومورفیک (Anthropomorphic)، اندازه‌گیری شد.^(۱۲) فنتوم مورد استفاده به صورت انسان نما و متشکل از نواحی سر، تنه و

می‌گیرد و به طور نامنظم و فزاینده‌ای تکثیر و منجر به افزایش حجم غده پروستات می‌شود.^(۳و۲) تخمین زده می‌شود که هر ساله بیش از ۳۰۰,۰۰۰ مورد جدید کشف می‌شوند، که ۴۱,۰۰۰ مورد آن‌ها، بدون شک کشنده هستند.^(۳) به دلیل میزان بروز بالای این بیماری در هر جامعه، توجه ویژه به تشخیص به موقع و همچنین درمان مؤثر آن، اساسی به نظر می‌آید.

بعد از تشخیص قطعی سرطان با روش‌های مختلف نظیر سنجش سطح آنتی ژن اختصاصی پروستات Prostate Specific Antigen(PSA) در آزمایش خون، معاینه ناحیه رکتوم و نمونه‌برداری از غده پروستات، متناسب با مرحله و پیشرفت بیماری، روش‌های درمانی متنوعی از قبیل جراحی، کرایوتراپی، شیمی درمانی، رادیوتراپی و هورمون درمانی یا ترکیبی از آن‌ها به کار می‌رود. از آنجا که تومور ممکن است بافت‌های اطراف را در بر گرفته باشد، انجام جراحی و برداشتن غده پروستات کافی نیست. در چنین وضعیتی از الگوهای درمانی وسیع‌تری نظیر رادیوتراپی استفاده می‌شود.^(۳-۵)

چنانچه درمان به طریق پرتودرمانی انجام گیرد، استفاده از روش‌های جدید الگوی درمانی در درمان مطلوب و مؤثر این بیماری نقش بسزایی خواهد داشت و باعث کاهش پرتوگیری بافت‌های سالم مجاور و در نتیجه کاهش اثرات جانبی پرتودرمانی خواهد شد.

هم‌اکنون در اکثر مراکز درمانی پیشرفته خارج از کشور از روش‌های جدید پرتودرمانی سه بعدی تطبیقی یا به اختصار 3D-CRT (Three-dimensional conformal radiation therapy) استفاده می‌شود. اما در کشور به دلیل برخی مشکلات، این تکنیک فراگیر نشده است و در اکثر بیمارستان‌ها از دستگاه کبالت - ۶۰ به صورت سنتی- با طراحی درمان دو بعدی- در درمان سرطان پروستات استفاده می‌شود. طبق مطالعات انجام شده توسط S. Vijayakumar و همکاران، سمیت‌های حاد و مزمن ناشی از پرتودرمانی متداول سرطان پروستات به خوبی شناخته شده و ثابت شده است.^(۶) این اثرات جانبی،

جهت اندازه‌گیری دوز جذبی در اعماق مختلف فنتوم، مکان‌های خاصی جهت قرار دادن تراشه‌های TLD در راستای محوری قدامی-خلفی (AP) در ناحیه لگن و در سطح مقطع گذرنده از مثانه، پروستات و رکتوم و با فاصله ۲ cm از یکدیگر تعبیه شد. با انتخاب ۳۳ عدد تراشه TLD-100، مراحل محاسبه ECC (Element Correction Coefficient) و کالیبراسیون با استفاده از دستگاه Co-60 و در فاصله ۸۰ cm از چشمه انجام شد.^(۱۴) شدت خروجی دستگاه ۹۱/۳۴ cGy/min است.

جهت تعیین دوز جذبی، تراشه‌های TLD به ۱۱ مجموعه سه‌تایی تقسیم‌بندی و شماره‌گذاری شدند. سپس ۱۰ گروه در نقاط تعبیه شده از قبیل موقعیت‌های خاصی در ناحیه رکتوم و مثانه در فنتوم و یک گروه جهت اندازه‌گیری دوز زمینه به کار گرفته شد. تراشه‌ها با استفاده از طراحی درمان به صورت Conventional و با دوز ۲۰۰ cGy در موقعیت مورد نظر یعنی مرکز غده پروستات، پرتوهای شدند. این آزمایش به منظور بررسی قابلیت تکرارپذیری سیستم اندازه‌گیری و کاهش خطای آماری، پنج مرتبه تکرار گردید و مقادیر دوز جذبی را با قرائت در دستگاه TLD-Reader مدل ۳۵۰۰ ساخت کارخانه Harshaw/Bicorن کشور آمریکا، در اعماق مورد نظر، به دست آورده و میانگین‌گیری شد. خلاصه‌ای از نتایج به دست آمده در نمودارهای شماره ۱ و ۲ و جدول شماره ۱ آمده است.

نتایج با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS V.15 مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت؛ به طوری که ابتدا با استفاده از آزمون One-sample Kolmogorov-Smirnov توزیع داده‌ها بررسی شد که توزیع نرمال به دست آمد. سپس با استفاده از آزمون آماری t-test مقایسه‌ای بین مقادیر میانگین به دست آمده از قسمت محاسبه و اندازه‌گیری شده در نواحی رکتوم و مثانه انجام شد.

یافته‌ها

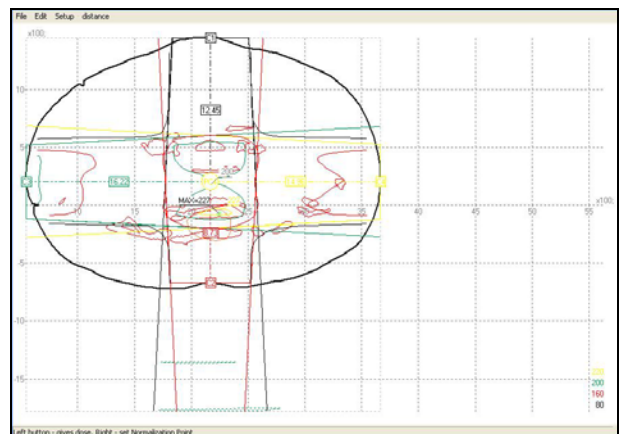
نتایج به دست آمده از اندازه‌گیری مستقیم دوز جذبی

شکم و لگن است که در این پژوهش فقط از ناحیه لگن آن استفاده شده است. ابعاد هندسی آن مشابه بدن، ارتفاع کل ۹۵ سانتی‌متر (cm)، ضخامت ناحیه تنه ۲۲cm و چگالی و عدد اتمی آن معادل بافت نرم است. اسکلت موجود در آن طبیعی و احشاء داخلی آن ترکیبی از موم (Wax) و نمک طعام می‌باشد که از نظر عدد اتمی متوسط و چگالی الکترونی مشابه بافت نرم است. برای بافت ریه از چوب متخلخل با چگالی 0.73 g/cm^3 که نزدیک به چگالی بافت ریه است، استفاده شده است. در زیر تصویری از قسمت تنه، شکم و لگن فنتوم مذکور نشان داده شده است (شکل شماره ۱).



شکل شماره ۱- تصویر فنتوم مورد استفاده در این پژوهش.

در طراحی درمان از روش معمول یعنی تکنیک ۴ میدانی- دو زوج میدان‌های مقابل- موازی به صورت قدامی، خلفی و جانبی راست و چپ- بهره گرفته شد.^(۱۳) نمایی از نحوه طراحی میدان‌ها و منحنی‌های هم‌دوز با استفاده از نرم‌افزار ALFARD در شکل شماره ۲ آمده است.



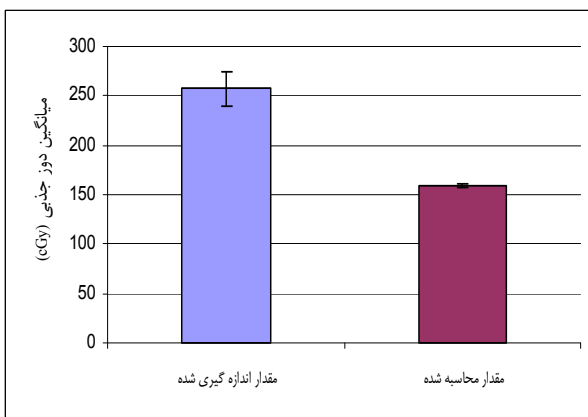
شکل شماره ۲- نمایی از نحوه طراحی میدان‌های تابشی و منحنی‌های آیزودز در طراحی درمان دوبعدی سرطان پروستات با تکنیک ۴ میدانی در نرم‌افزار ALFARD.

بحث

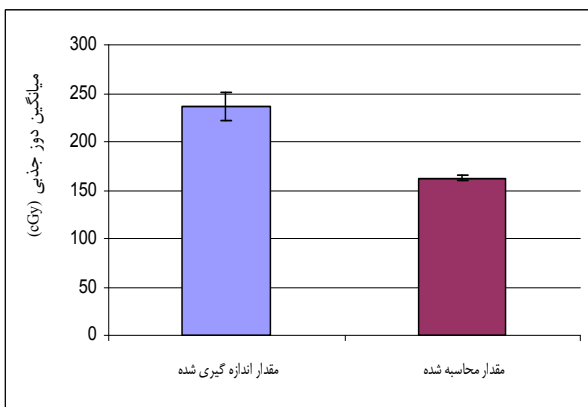
به طور کلی طبق نتایج به دست آمده، اختلاف معنی‌داری بین مقادیر دوز جذبی اندازه‌گیری شده و دوز جذبی محاسبه شده، وجود دارد (جدول شماره ۱)؛ به طوری که در نمودار شماره ۳-الف مشاهده می‌شود، دوز جذبی رکتوم در اندازه‌گیری مستقیم بر روی فنتوم، به طور قابل ملاحظه‌ای بزرگ‌تر از مقدار محاسبه شده آن در فنتوم توسط نرم‌افزار طراحی درمان می‌باشد ($p < 0.05$).

همچنین دوز رسیده به مئانه در مقادیر اندازه‌گیری مستقیم توسط تراشه‌های TLD در فنتوم، به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از مقادیر مورد انتظار یا در واقع مقادیر محاسبه شده متناظر در نرم‌افزار طراحی درمان می‌باشد (نمودار شماره ۳-ب) ($p < 0.05$).

الف

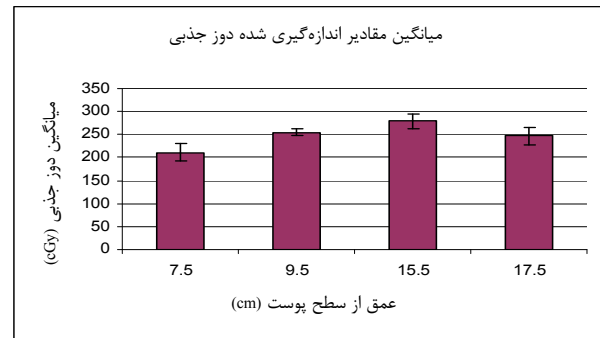


ب



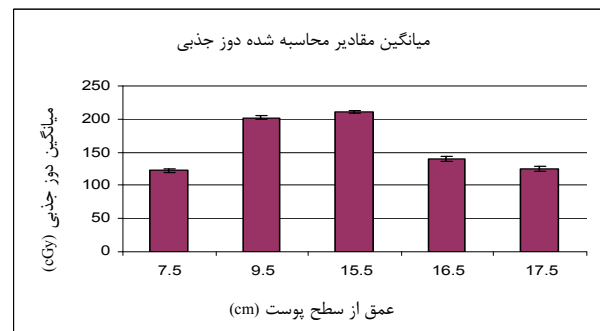
نمودار شماره ۳-الف-مقایسه دوز جذبی رکتوم بین مقادیر اندازه‌گیری و محاسبه شده. ب-مقایسه دوز جذبی مئانه بین مقادیر اندازه‌گیری و محاسبه شده.

توسط تراشه‌های TLD بعد از پنج مرتبه تکرار و میانگین‌گیری در نقاط مختلف در نمودار شماره ۱ آمده است.



نمودار شماره ۱- میانگین مقادیر اندازه‌گیری شده دز جذبی در فواصل مختلف از سطح پوست

همچنین نتایج به دست آمده از میانگین مقادیر محاسبه شده در نرم‌افزار طراحی درمان در نقاط مختلف و در فاصله‌های متفاوت از سطح پوست به قرار زیر می‌باشد (نمودار شماره ۲).



نمودار شماره ۲- میانگین مقادیر محاسبه شده دوز جذبی در فواصل مختلف از سطح پوست

مقادیر دوز جذبی اندازه‌گیری شده بر روی فنتوم و دوز جذبی محاسبه شده در نرم‌افزار طراحی درمان، در نواحی حساس مورد نظر (مئانه و رکتوم) بعد از میانگین‌گیری به همراه مقادیر انحراف معیار آن‌ها، به طور مقایسه‌ای در جدول شماره ۱ آمده است.

جدول شماره ۱- مقایسه‌ی بین مقادیر دوز جذبی اندازه‌گیری و محاسبه شده در مئانه و رکتوم

عضو محاسبه شده (cGy)	مقدار میانگین دوز جذبی محاسبه شده (cGy)	مقدار میانگین دوز جذبی اندازه‌گیری شده (cGy)
مئانه	162/4 ± 2/2	236 ± 14/9
رکتوم	108/9 ± 2/4	207/3 ± 17/5

نتیجه‌گیری

به علت ناهنجاری‌های ثانویه مشاهده شده در پرتودرمانی سرطان پروستات، توجه به اعضای بحرانی نظیر رکتوم و مثانه و مقدار دوز قابل تحمل آن‌ها امری اساسی است که مستلزم استفاده از تعریف حجم دقیق هدف و نیز حجم اعضای بحرانی از نظر پرتویی در طراحی درمان می‌باشد؛ که البته این خواسته نیز با استفاده از نرم‌افزار طراحی درمان سه بعدی به جای نرم‌افزار طراحی درمان دوبعدی، محقق می‌شود و بدین ترتیب اهمیت استفاده از روش‌های جدیدتر طراحی درمان را در مراکز رادیوتراپی آشکار می‌سازد.

همچنین پیشنهاد می‌شود، در صورت عدم دسترسی به نرم‌افزار طراحی درمان سه بعدی، در نظر داشتن این نکته که دوز جذبی رکتوم و مثانه بیشتر از مقادیر محاسبه شده در نرم‌افزار طراحی درمان دو بعدی می‌باشد، ضروری است.

تقدیر و تشکر

این بررسی با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی جندی‌شاپور اهواز صورت گرفته و بدین‌وسیله نویسندگان مقاله از مسؤولین محترم کمال سپاسگزاری را دارند.

به دلیل اینکه در طراحی درمان دو بعدی فقط از یک برش تصویر CT-Scan (معمولاً برشی که در آن نمایی دو بعدی از حجم هدف که اغلب بزرگ‌ترین سطح مقطع در بر گیرنده تومور می‌باشد، ترسیم می‌شود) جهت طراحی نقشه درمان استفاده می‌شود- در حالی که خود باریکه پرتو و مهم‌تر از آن ناهمگنی‌های بافتی در بدن به صورت سه‌بعدی می‌باشند- لذا، حجم هدف و نیز حجم اعضای در معرض خطر به صورت تقریبی و غیر دقیق مورد محاسبه قرار گرفته که نهایتاً موجب ایجاد خطا می‌شود. همچنین اثرات پراکندگی به دلیل ناهمگنی‌های بافتی بر این میزان افزوده می‌گردد.

جهت جلوگیری از ایجاد چنین خطایی در مورد بیماران، استفاده از شیوه‌های جدیدتر طراحی درمان، یعنی طراحی درمان سه بعدی ضروری است. در طراحی درمان سه‌بعدی، مجموعه‌ای از برش‌های CT، شامل حجم هدف و نیز حجم بافت‌های حساس، به صورت دقیق‌تر وارد کامپیوتر محاسبه درمان می‌شود که بر اساس آن می‌توان طراحی درمان را به گونه‌ای انجام داد که حجم‌های مورد نظر، مقادیر کنترل شده‌ای از دوز جذبی را دریافت نمایند.

فهرست منابع

1- Parkin DM, Bray F, Ferlay J, Pisani P. Global cancer statistics, 2002. CA Cancer J Clin 2005; 55(2):74-108.

2- Cotran Ramzi S, Kumar V, Collins T. Disease of Immunity. In: Cotran, Ramzi S, Kumar V, Collins T. Robbins Pathologic Basis of Disease. 6th ed. Philadelphia: W. B. Saunders; 1999.p. 188-259.

3- Surveillance Research. Cancer Facts and Figures 2007 [Monograph on the Internet]. Atlanta: Department of the American Cancer Society; 2007. www.nccn.org/professionals/physician_gls/PDF/breast.pdf. Accessed April 10, 2008.

4- National Comprehensive Cancer Network. NCCN clinical practice guidelines in oncology, Prostate Cancer V.I.2008 [Monograph on the Internet]. Washington:

National Comprehensive Cancer Network, Inc.; 2008. Available From: http://www.nccn.org/professionals/physician_gls/PDF/prostate.pdf. Accessed March 3, 2008.

5- Division of Cancer prevention and Control. Prostate Cancer: The Public Health Perspective 2001 [Monograph on the Internet]. Atlanta: Centers for Disease Control and Prevention, Department of Health and Human Services, 2001. Available From: www.urotoday.com/prod/pdf/cdc/about2004.pdf. Accessed March 23, 2008.

6- Vijayakumar S, Awan A, Karrison T, Culbert H, Chan S, Kolker J, et al. Acute toxicity during external-beam radiotherapy for localized prostate cancer: comparison of different techniques. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993; 25(2):359-71.

7- Dearnaley DP, Khoo VS, Norman AR, Meyer L,

Nahum A, Tait D, et al. Comparison of radiation side-effects of conformal and conventional radiotherapy in prostate cancer: A randomized trial. *Lancet* 1999 Jan; 353(9149): 267-72.

8- Lee WR, Hanks GE, Hanlon AL, Schultheiss TE, Hunt MA. Lateral rectal shielding reduces late rectal morbidity following high dose three-dimensional conformal radiation therapy for clinically localized prostate cancer: Further evidence for a significant dose effect. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996 May; 35(2): 251-257.

9- Sale CA, Yeoh EE, Scutter S, Bezak E. 2D versus 3-D radiation therapy for prostate carcinoma: a direct comparison of dose volume parameters. *Acta Oncol* 2005; 44(4): 348-54.

10- Zelefsky MJ, Leibel SA, Gaudin PB, Kutcher GJ, Fleshner NE, Reuter, VE, et al. Dose escalation with three-dimensional conformal radiation therapy affects the outcome in prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998 Jun; 41(3): 491-500.

11- Du SS, Wu Z, Li WR, Zeng ZC, Chen G, Wang J. Comparison of three conformal radiotherapies in three dimensional dosimetric planning for prostate cancer and the effect on quality of Life. *Chinese J ClinRehabil* 2005 Mar ; 9(10): 27-29.

12- Takashi M, Harry MC, Masaharu H, Tsuneto N, Yoshikazu K, George DK. In situ measurements and calculations: Thermoluminescence dosimetry for gamma rays. 1st ed. In: Young, RW, Kerr GD, editors. Reassessment of the atomic bomb radiation dosimetry for Hiroshima and Nagasaki: dosimetry system 2002: report of the Joint US-Japan Working Group. Vol. 1. Hiroshima: Radiation Effects Research Foundation; 2005. p.362-368.

13- Khan P. Treatment planning in radiation oncology. First ed. Baltimore, Maryland, USA: Williams & Wilkins; 1998. p.147-66.

14- Farai IP, Obed RI. Dosimetric quality control measurements of 60 Co teletherapy units in Nigeria. *Health Phys* 2004 May; 86(5): 493-96

Measurement of the Absorbed Dose by Bladder and Rectum in the Radiation Therapy of Prostate Cancer by Thermoluminescent Dosimetry Method

***A.A. Sharafi, PhD^I K. Khoshgard, MSc^{II} A.R. Nikoofar, MD^{III}**

Abstract

Background and Aim: Increased mortality rate due to prostate cancer shows the growth of this disease. Prostate cancer is the second most widespread malignancy after lung cancer in men. It is important to use new methods in the radiation therapy of prostate cancer that are associated with lower exposure of the normal tissues. Nowadays, in most of the radiotherapy centers in our country, the Co-60 Unit with 2-dimensional treatment planning system is used for radiotherapy of prostate cancer. Therefore, it is essential to evaluate and verify the absorbed dose in the critical organs such as bladder and rectum to prevent the side effects. In this study, the absorbed dose by these organs was measured in the process of radiotherapy of prostate cancer.

Materials and Methods: In this experimental study the received dose by rectum and bladder, in the 2-dimensional treatment planning for radiotherapy of prostate cancer, was measured on tissue-equivalent and anthropomorphic phantom using Thermoluminescent dosimeters (TLD-100). The results were compared with the calculated values in the treatment planning software by t-test statistical method. One-sample Kolmogorov-Smirnov was also used for data analysis. SPSS V.15 was used for data evaluation.

Results: The measured values of the absorbed dose by bladder and rectum were 236.8 ± 14.9 cGy and 257.3 ± 17.5 cGy, respectively. Results showed the measured absorbed doses in the phantom were significantly higher than estimated values (bladder: 162.4 ± 2.2 cGy and rectum: 158.9 ± 2.4 cGy) than from the treatment planning software ($p < 0.05$).

Conclusion: As the results show, the absorbed doses of bladder and rectum are higher than the calculated values by the software. In practice in the 2D treatment planning, one slice of CT-scan image is used for drawing. Meanwhile the tissue inhomogeneities in the body are 3-dimensional; therefore the calculated volume of the target and organs at risk will be unprecise. This will lead to uncertainty in the calculation of the absorbed dose. In addition the effect of scattering due to tissue inhomogeneities is added to this uncertainty. Thus, when using the 2D treatment planning, it is recommended to remember that the absorbed doses of bladder and rectum are significantly higher than those calculated on software.

Key Words: 1) Radiation therapy 2) Prostate cancer
3) Thermoluminescent dosimetry
4) Absorbed dose of bladder and rectum

This article is a summary of the thesis by K. Khoshgard for the degree of MSc in Medical Physics under the supervision of A.A. Sharafi, Ph.D. and A.R. Nikoofar, MD (2006).

This study has been conducted under the financial support of Jondishapour University of Medical Sciences and Health Services, Ahwaz, Iran (code no. 414-p)

I) Professor of Medical Physics, Crossing of Shaheed Hemmat and Chamran Expressways, Faculties of Medicine and Paramedical Sciences, Iran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran (Corresponding Author)*

II) MSc in Medical Physics, Faculty of Medicine, Iran university of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran

III) Assistant Professor of Radiotherapy and Oncology, Faculty of Medicine, Iran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran