

مقایسه دوزیمتریک طرح درمانهای مختلف رادیوتراپی سرطان پروستات با استفاده از کبات-۶۰ و انرژی های شتابدهنده خطی

سید علی واعظ زاده^۱، محمود اله وردی^{۲*}، حسن ندایی^۳، مهدی عقیلی^۴، مهبد اصفهانی^۵، احسان محمدی^۵

۱- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳- استادیار بخش فیزیک، گروه رادیوتراپی، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۴- استادیار گروه رادیوتراپی، گروه رادیوتراپی، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۵- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، بخش فیزیک، گروه رادیوتراپی، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۴/۱۷

تاریخ دریافت: ۸۷/۸/۲۶

چکیده

مقدمه: این مطالعه جهت ارزیابی پارامترهای دوزیمتری مانند دوز رکتوم، دوز مثانه، دوز تجمع، ضریب همگنی دوز و ضریب تطبیق دوز در روشهای مختلف رادیوتراپی سرطان پروستات انجام شد.

مواد و روشها: تعداد ۲۷ بیمار مبتلا به سرطان پروستات انتخاب شدند و تصاویر توموگرافی کامپیوتری لگن آنها تهیه و به سیستم طراحی درمان سه بعدی آر تی دوز پلان منتقل شد. برای هر یک از بیماران، هشت طرح درمان رایج (سه، چهار، پنج و شش میدان) با انرژی کبات ۶۰ طراحی شد. سپس طرح درمانهای مشابهی در دو انرژی ۶ و ۱۸ مگاولت انجام شد.

نتایج: با افزایش انرژی پرتو، دوز میانگین رسیده به رکتوم و مثانه به ترتیب ۳ تا ۴٪ و ۴ تا ۶٪ نسبت به کبات کاهش یافت و دوز رسیده به کل حجم مثانه در انرژی ۶ مگاولت، ۲۶٪ و در انرژی ۱۸ مگاولت، ۵۸٪ کاهش یافت. افزایش انرژی باعث افزایش ضریب تطبیق ۷٪ و ۱۰٪ به ترتیب برای انرژی های ۶ و ۱۸ مگاولت نسبت به کبات شد و دوز تجمع و دوز ماکزیمم نیز به ترتیب ۲۰٪ و ۳٪ تا ۴٪ کاهش یافتند.

بحث و نتیجه گیری: طرح درمان شش میدان (چهار میدان مایل و دو میدان کناری) در مقایسه با دیگر طرح درمانها، کمترین دوز را به ارگانهای حساس و دوز کافی به پروستات رساند. با افزایش انرژی، پارامترهای مربوط به مثانه و ناحیه درمانی بهبود یافتند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶ شماره ۲، پیاپی (۲۳)، تابستان ۸۸: ۷۹-۷۱)

واژگان کلیدی: سرطان پروستات، طرح درمان، دوز تجمع، شتابدهنده خطی، کبات-۶۰

۱- مقدمه

دستگاه کبات-۶۰، سالهای متمادی با مزایایی چون گسیل گامای نسبتا پر انرژی، نیمه عمر نسبتا طولانی، اکتیویته ویژه نسبتا بالا و تولید و استفاده نسبتا آسان به عنوان وسیله پیشرو درمانی مطرح بود. اما استفاده از انرژیهای بالاتر با توجه به ویژگیهای آن (شکل ۱)، برای دسترسی به تومورهای عمقی و حفظ پوست و ارگانهای حساس، ضروری بنظر می رسید که با استفاده از شتابدهنده های خطی این امر تحقق یافت [۱]. در درمانهای رادیوتراپی سرطان پروستات حجم وسیعی از لگن مورد تابش قرار می

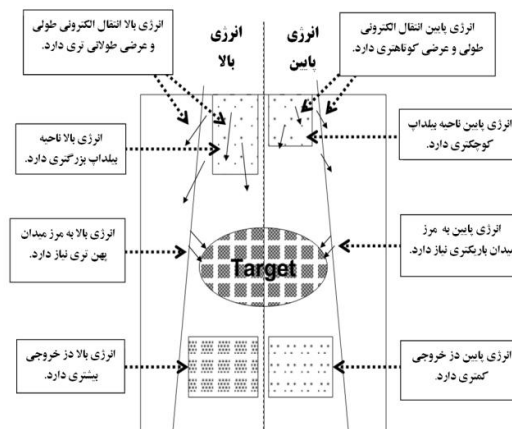
سرطان پروستات شایعترین سرطان در بین مردان است که با افزایش سن احتمال ابتلا به آن افزایش می یابد و از سوی دیگر دومین عامل مرگ و میر ناشی از سرطان است که باعث شده است تا درمانهای آن از اهمیت ویژه ای برخوردار باشند. اولین وسیله درمانی رادیوتراپی مگاولتاز،

* نویسنده مسؤول: محمود اللهوردی

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
alahverdi@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳- (۲۱) ۹۸+

گیرد و در نتیجه حفظ ارگانهای حساس اطراف ناحیه درمانی مانند رکتوم و مثانه ضروری می باشد.



شکل ۱- ویژگی های پرتوهای کم انرژی و پارانرژی

رکتوم در همه حجم های کلینیکی با تکنیک سه میدان بصورت قابل ملاحظه ای کمتر از تکنیکهای درمانی چهار میدان است و همچنین در درمان با چهار میدان که با وزن میدانهای متفاوت، در مقایسه با میدانهایی با وزن یکسان^۷ نیز دوز رکتوم کاهش چشمگیری می یابد[۴].

نتایج مطالعات فوق نشان دهنده تغییر نتایج درمان در اثر افزایش انرژی و استفاده از تکنیکهای نوین درمانی می باشد. با توجه به اینکه اغلب مراکز رادیوتراپی کشور از دستگاه کبالت و درمانهای سنتی دویعدی برای درمان بیماران مبتلا به سرطان پروستات استفاده می کنند، مزایای استفاده از راهکارهایی مانند روشهای مختلف، افزایش انرژی و بعلاوه مقایسه و بررسی پارامترهای مورد استفاده در مطالعات، باید مورد ارزیابی قرار گیرد. این پروژه جهت ارزیابی میزان تاثیر افزایش انرژی پرتو فوتونی، در طرح درمانهای مختلف بر روی بیماران و یافتن بهینه ترین طرح درمان انجام می شود.

۲- مواد و روشها

مطالعه صورت گرفته در این پروژه از نوع مطالعه غیر مداخله ای و توصیفی است، در این پروژه از اطلاعات ۲۷ بیمار مبتلا به سرطان پروستات با میانگین سن ۷۰-۵۰ سال بدون متاستاز و درگیری لنف نودها استفاده گردید. این مطالعه در بخش رادیوتراپی انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران در سال ۱۳۸۶ به اجرا در آمد. ابتدا از بیماران تصویر سی تی اسکن^۸ با ضخامت اسلایس ۵ میلی متر در وضعیت تاقباز و بدون در نظر گرفتن میزان پرشدگی مثانه و رکتوم، توسط دستگاه سی تی اسکن ۶۴ اسلایس (ساخت شرکت جی ای لایت اسپید^۹) بدست آمد. سپس تصاویر به نرم افزار طرح درمان سه بعدی آر تی دوز پلان (از تولیدات شرکت ماث رزولوشن^{۱۰}) انتقال یافته و برای هر یک از بیماران هشت طرح درمان و در هر جلسه ۲۰۰ سانتی گری دوز طراحی شد. سپس

بر اساس نتایج ویسا^۱ و همکاران در سال ۲۰۰۷، با افزایش انرژی از ۶ مگاولت به ۱۸ مگاولت، پارامترهای همگنی دوز و ضریب تطبیق در درمان سرطان ریه تغییر معناداری نداشت و علاوه بر این در درمان با فوتونهای ۶ مگاولت ارگانهای حساس بهتر حفظ می شدند و دوز رسیده به آنها کاهش می یافت[۲]. آئویاما^۲ و همکارانش در سال ۲۰۰۶ به ارزیابی میزان دوز تجمعی رسیده به بافت نرمال در درمان های سه بعدی تطبیقی و رادیوتراپی با شدت مدوله شده^۳ بیماران مبتلا به سرطان پروستات با انرژی های ۶ و ۲۰ مگاولت پرداختند. نتایج بدست آمده از این مطالعه نشان دادند که با افزایش انرژی فوتون فرودی، دوز تجمعی رسیده به بافت های سالم و مثانه کاهش می یابد[۳]. هایل^۴ و همکارانش در سال ۲۰۰۶ تکنیکهای درمانی سه میدان و چهار میدان را در درمان سرطان پروستات بر روی حجمهای کلینیکی^۵ مختلف با استفاده از هیستوگرام دوز-حجم^۶ بررسی کردند. نتایج نشان دادند که دوز رسیده به

¹ Weissa E

² Aoyama H

³ Intensity Modulated Radiation Therapy:IMRT

⁴ Hile A

⁵ Clinical Target Volume

⁶ Does Volume Histogram:DVH

⁷ Weight

⁸ Computed Tomography

⁹ GE Lightspeed

¹⁰ Math resolution

پارامتری است که میزان تطابق ناحیه هدف را با حجمی که دوز تجویزی را دریافت می کند، نشان می دهد. بر طبق تعریف گروه رادیوتراپی آنکولوژی^۴ برابر است با حاصل تقسیم حجمی که دوز تجویزی^۵ در بر می گیرد به حجم ناحیه هدف^۶.

$$C.I. = \frac{V_{95}}{T \text{ arg etVolume}} \quad (2)$$

۲-۱-۳- ضریب همگنی دوز

این ضریب نشان دهنده میزان تغییرات دوز در ناحیه هدف است. از آنجاییکه هیچ یک از ارگانها نباید دوز بیش از حد تحملشان دریافت کنند، در نتیجه در طرح درمان هر چه تغییرات دوز در ناحیه هدف کمتر و به دوز تجویزی نزدیکتر، بهتر است و بصورت زیر تعریف می شود:

$$H.I. = \frac{D_{Max}}{D_{Pr es}} \quad (3)$$

۲-۱-۴- اطلاعات آماری

اطلاعات آماری که در این مطالعه ثبت شده و مورد ارزیابی قرار گرفتند عبارتند از: دوز ماکزیمم، دوز مینیمم و دوز میانگین که برای ناحیه درمانی، رکتوم و مثانه در طرح درمانهای مختلف بدست آمدند. همچنین دوز رسیده به ۹۵٪ حجم^۷ و حجمی که ایزودوز ۹۵٪ آن را پوشش می دهد^۸، برای ناحیه درمانی محاسبه گردید.

۲-۲- فانتوم

برای ارزیابی میزان دقت محاسبات نرم افزار طرح درمان، باید اندازه گیری عملی انجام دهیم که بعلت حرکات بیمار و تغییر شکل و موقعیت احتمالی ناحیه درمان و دیگر ارگانها در طول درمان، از فانتوم آناتومیک استفاده گردید. در ساخت فانتوم باید ناهمگنی های ناحیه لگن مانند استخوان را بعلت اختلاف چگالی الکترونی اش در نظر گرفت لذا برای بافت، از اکریلیک و برای استخوان از تفلون نسوز بعنوان ماده معادل استفاده گردید.

طرح درمانهای مشابهی، در سه انرژی کبالت-۶۰، ۶ و ۱۸ مگاولت طراحی و مقدار دوز رسیده به حجم هدف و هر یک از ارگانهای حساس مانند مثانه و رکتوم بدست آمدند. با توجه به مقالات [۵،۳] از پوشش دوز آستانه ۹۵٪ جهت پذیرش طرح درمان استفاده شد.

۲-۱- طراحی درمان

پس از رسم نواحی درمانی و نواحی حساس توسط پزشک، طرح درمان های مورد نظر طراحی شدند. در مطالعات مختلف شیوه های درمانی مختلف سه، چهار و شش میدانی مورد بررسی قرار گرفته اند [۶، ۷، ۸ و ۹] که ما نیز این طرح درمانها را بر روی بیماران پیاده نمودیم. علاوه بر این طرح درمانها، طرح درمان پنج میدانی پیشنهادی نیز مورد بررسی قرار گرفت. درمانهای طراحی شده عبارت بودند از: درمان سه میدانی، درمان سه میدانی، درمان چهارمیدانی، درمان چهار شش میدانی و درمان شش میدانی، که در شکل ۲ نمایش داده شده اند.

سپس برای ارزیابی نتایج کمی و کیفی درمانها با افزایش انرژی فوتون درمانی از انرژی کبالت به انرژی های بالاتر شتابدهنده خطی، طرح درمان مشابهی در دوانرژی ۶ و ۱۸ مگاولت طراحی گردید. با استفاده از منحنی هیستوگرام دوز-حجم [۱۱، ۱۰، ۱، ۱۲ و ۱۳]، کمیتهای دوز تجمعی (ID)^۱ تجمعی (ID)^۲ [۳]، ضریب تطبیق (CI)^۳ [۱۴]، ضریب همگنی دوز (HI)^۳ و پارامترهای آماری دوز مورد بررسی قرار گرفتند.

۲-۱-۱- دوز تجمعی

که حاصلضرب دوز رسیده به یک عنصر حجم ضربدر حجم آن ضربدر چگالی آن عنصر حجم می باشد. رابطه زیر نحوه محاسبه دوز تجمعی را در سیستمهای محاسبه دوز نشان می دهد.

$$I.D. = \sum D_i \times V_i \times \rho_i \quad (1)$$

۲-۱-۲- ضریب تطبیق

⁴ Radiation Therapy & Oncology Group

⁵ Volume Covered by Prescribed Isodose

⁶ Target Volume

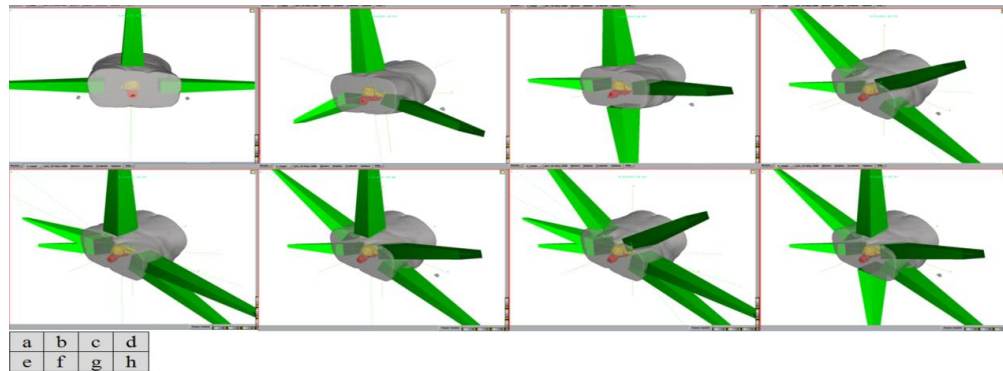
⁷ Dose to %95 of Volume: D95

⁸ Volume Received %95 of Dose: V95

¹ Integral Dose

² Conformity Index

³ Homogeneity Index



شکل ۲- (a) طرح درمان سه میدان ۱، (b) طرح درمان سه میدان ۲، (c) طرح درمان چهار میدان ۱، (d) طرح درمان چهار میدان ۲، (e) طرح درمان پنج میدان ۱، (f) طرح درمان پنج میدان ۲، (g) طرح درمان شش میدان ۱، (h) طرح درمان شش میدان ۲

میانگین و انحراف معیار هر یک از کمیته‌ها بدست آمد. برای ارزیابی و تجزیه و تحلیل نتایج از آزمون آماری Paired T-Test و برنامه میکروسافت اکسل ۲۰۰۷ استفاده گردید.

۳- نتایج

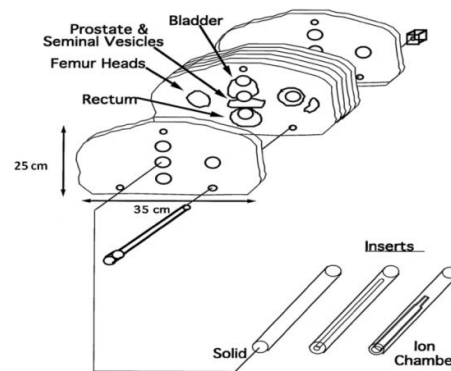
۳-۱- فانتوم

نتایج تابش دهی بر روی فانتوم و درصد اختلاف نسبی آن با نتایج پیش بینی برنامه طراحی درمان برای نقاط مختلف بدست آمد (جدول ۱). مشاهده می گردد که برنامه طرح درمان از دقت قابل قبولی برای محاسبه دوز برخوردار می باشد، در نتیجه از برنامه طراحی درمان می توان برای ارزیابی و مقایسه کمیتهای مورد نظر در طرح درمانهای مختلف بهره گرفت.

جدول ۱- اعداد بدست آمده از نرم افزار طراحی درمان و اعداد بدست آمده از اندازه گیری عملی فانتوم

نقاط مورد ارزیابی	پرتو فرودی از قدام		
	پروستات	مثانه	رکتوم
پیش بینی (cGy)	۷۰	۹۱	۵۳/۵
اندازه گیری (cGy)	۶۹	۹۱	۵۲
درصد نسبی اختلاف	۱/۴	۰	۳

از کمیتهای مورد مطالعه در هر یک از بیماران و طرح درمانهای ارائه شده، میانگین گیری شد و نتایج در جدولهای ۲ تا ۵ آورده شدند.



شکل ۳- طرح کلی فانتوم ناهمگن لگن ساخته شده

از اتاقک یونیزان استاندارد فارمر با حجم ۰/۶ سانتیمتر مکعب ساخت پی تی دابلو فرایبورگ^۱ مدل TM30010 به همراه الکترومتر یونی دوز مدل T10001 برای اندازه گیری دوز در فاصله عمق دوز ماکزیمم، در فانتوم، برای تعیین دوز رسیده به ناحیه درمانی، رکتوم و مثانه بدست آمد. برای تابش دهی فانتوم بصورت عملی جهت ارزیابی دقت برنامه طراحی درمان از دستگاه کبالت ۶۰ (ساخت کارخانه Theratronics کانادا مدل Theratron 780) استفاده گردید.

۳-۲- تجزیه و تحلیل داده ها

^۱ PTW Freiburg

مقایسه طرح درمانهای سرطان پروستات

جدول ۲- دوز ماکزیمم، دوز مینیمم و دوز میانگین مثانه برای طرح درمان های ارائه شده (میانگین کل بیماران) و در انرژی های مختلف

مثانه	سه میدان ۱		سه میدان ۲		چهار میدان ۱		چهار میدان ۲		پنج میدان ۱		پنج میدان ۲		شش میدان ۱		شش میدان ۲		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
دز ماکزیمم (ساتی گری)	کیالت-۶۰	۲۲۰.۹	۱.۹	۲۱۱.۱	۲.۱	۲۱۰.۳	۰.۹	۲۱۰.۹	۱.۷	۲۰۸.۷	۰.۷	۲۰۸.۳	۹.۲	۲۰۸.۱	۰.۸	۲۱۳.۴	۱.۷
	۶ مگاولت	۲۱۴.۳	۱.۶	۲۰۷.۱	۱.۴	۲۰۷.۵	۰.۶	۲۰۷.۲	۱.۳	۲۰۵.۶	۰.۵	۲۱۰.۵	۱.۱	۲۰۵.۸	۰.۶	۲۰۸.۹	۱.۳
	۱۸ مگاولت	۲۱۲.۳	۱.۹	۲۰۵.۶	۱.۰	۲۰۶.۵	۱.۱	۲۰۵.۳	۰.۸	۲۰۴.۶	۰.۴	۲۰۷.۹	۰.۹	۲۰۴.۶	۰.۴	۲۰۶.۴	۰.۸
دز مینیمم (ساتی گری)	کیالت-۶۰	۴۴.۰	۱۹.۸	۴۶.۳	۲۳.۱	۴۸.۹	۲۱.۰	۱۸.۸	۵.۰	۳۶.۵	۱۷.۱	۳۴.۶	۱۴.۶	۲۴.۴	۱۱.۳	۳۶.۸	۱۶.۰
	۶ مگاولت	۴۲.۲	۲۳.۲	۴۵.۶	۲۰.۲	۴۸.۷	۲۱.۴	۱۵.۶	۵.۸	۳۴.۱	۱۵.۸	۳۷.۱	۱۹.۸	۱۶.۸	۷.۵	۳۷.۳	۱۷.۲
	۱۸ مگاولت	۳۲.۵	۱۸.۷	۳۶.۸	۱۸.۹	۴۲.۵	۲۱.۰	۸.۴	۴.۰	۳۲.۶	۱۷.۷	۲۷.۳	۱۴.۲	۱۱.۹	۷.۶	۳۲.۷	۱۷.۳
دز میانگین (ساتی گری)	کیالت-۶۰	۱۴۵.۴	۸.۷	۱۴۶.۷	۸.۷	۱۴۴.۲	۸.۵	۱۲۴.۵	۸.۳	۱۳۵.۹	۸.۳	۱۳۱.۶	۷.۴	۱۲۳.۸	۸.۳	۱۳۵.۳	۷.۵
	۶ مگاولت	۱۳۸.۷	۸.۲	۱۴۵.۶	۹.۰	۱۴۲.۲	۸.۵	۱۱۸.۵	۸.۰	۱۳۴.۱	۸.۱	۱۳۱.۴	۷.۸	۱۲۰.۱	۷.۹	۱۳۲.۶	۸.۱
	۱۸ مگاولت	۱۳۴.۳	۸.۶	۱۴۱.۰	۹.۲	۱۳۷.۹	۸.۸	۱۱۳.۸	۸.۲	۱۳۰.۳	۸.۴	۱۲۷.۳	۸.۰	۱۱۶.۷	۸.۳	۱۳۰.۶	۷.۸

جدول ۳- دوز ماکزیمم، دوز مینیمم و دوز میانگین رکتوم برای طرح درمان های ارائه شده (میانگین کل بیماران) و در انرژی های مختلف

رکتوم	سه میدان ۱		سه میدان ۲		چهار میدان ۱		چهار میدان ۲		پنج میدان ۱		پنج میدان ۲		شش میدان ۱		شش میدان ۲		
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
دز ماکزیمم (ساتی گری)	کیالت-۶۰	۱۹۶.۱	۲.۷	۲۰۶.۳	۴.۲	۱۹۸.۴	۲.۰	۲۰۳.۶	۳.۳	۲۰۱.۹	۳.۱	۱۹۸.۷	۲.۰	۲۰۲.۲	۳.۴	۱۹۹.۱	۲.۴
	۶ مگاولت	۱۹۷.۰	۲.۶	۲۰۳.۶	۲.۸	۱۹۸.۴	۱.۶	۲۰۱.۷	۲.۳	۲۰۰.۳	۲.۳	۱۹۸.۰	۱.۸	۲۰۰.۵	۲.۶	۱۹۹.۷	۲.۴
	۱۸ مگاولت	۱۹۹.۸	۳.۲	۲۰۱.۹	۱.۶	۱۹۸.۷	۱.۴	۲۰۱.۴	۱.۹	۱۹۹.۲	۲.۸	۱۹۹.۲	۱.۲	۲۰۰.۵	۱.۶	۲۰۰.۰	۱.۳
دز مینیمم (ساتی گری)	کیالت-۶۰	۴۶.۱	۵.۹	۴۴.۹	۶.۱	۴۷.۹	۸.۰	۲۸.۹	۴.۵	۳۶.۱	۴.۸	۳۴.۶	۴.۷	۲۸.۶	۲.۸	۴۱.۷	۸.۳
	۶ مگاولت	۴۳.۳	۶.۳	۴۴.۴	۶.۷	۴۷.۳	۸.۵	۲۳.۹	۴.۲	۳۲.۸	۴.۰	۳۱.۷	۴.۹	۲۶.۷	۵.۵	۳۴.۵	۵.۸
	۱۸ مگاولت	۴۱.۳	۹.۲	۳۷.۵	۷.۲	۴۰.۹	۸.۷	۱۷.۹	۴.۳	۲۷.۸	۵.۱	۲۴.۹	۵.۱	۱۶.۱	۲.۹	۳۰.۹	۶.۵
دز میانگین (ساتی گری)	کیالت-۶۰	۱۰۳.۵	۱۱.۲	۱۰۵.۹	۹.۵	۹۸.۹	۹.۳	۱۰۰.۸	۹.۲	۹۱.۶	۸.۶	۹۹.۶	۸.۷	۹۱.۱	۸.۳	۱۰۲.۰	۹.۶
	۶ مگاولت	۱۰۲.۹	۱۰.۷	۱۰۶.۰	۹.۹	۹۸.۱	۹.۳	۱۰۱.۰	۹.۴	۹۰.۰	۸.۶	۹۷.۸	۸.۸	۸۸.۳	۸.۳	۱۰۱.۶	۹.۸
	۱۸ مگاولت	۱۰۴.۱	۱۱.۱	۱۰۴.۹	۹.۶	۹۶.۵	۹.۴	۹۹.۳	۹.۰	۸۸.۵	۸.۳	۹۷.۸	۸.۷	۸۷.۳	۸.۲	۱۰۱.۹	۹.۹

جدول ۴- دوز ماکزیم، دوز رسیده به ۹۵٪ حجم ناحیه درمانی و حجمی از ناحیه درمانی که ۹۵٪ دوز را دریافت می کند برای طرح درمان های ارائه شده (میانگین کل بیماران) و در انرژی های مختلف

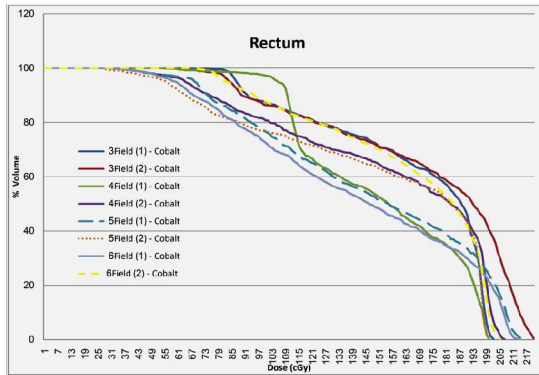
ناحیه درمانی	سه میدان ۱		سه میدان ۲		چهار میدان ۱		چهار میدان ۲		پنج میدان ۱		پنج میدان ۲		شش میدان ۱		شش میدان ۲	
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین
دز ماکزیم (سانتی گری)	کیالت-۶۰	۲۲۲.۶	۱.۷	۲۱۲.۷	۱.۲	۲۱۱.۹	۰.۷	۲۱۴.۳	۱.۶	۲۱۰.۹	۰.۶	۲۱۷.۹	۱.۵	۲۱۴.۷	۰.۷	۲۱۴.۷
	۶ مگاولت	۲۱۶.۱	۱.۴	۲۰۹.۸	۰.۸	۲۰۹.۰	۰.۵	۲۱۰.۷	۱.۰	۲۰۸.۳	۰.۶	۲۱۳.۲	۱.۱	۲۱۱.۵	۰.۵	۲۱۱.۵
	۱۸ مگاولت	۲۱۴.۶	۲.۰	۲۰۸.۳	۰.۶	۲۰۷.۳	۰.۴	۲۰۸.۵	۰.۸	۲۰۶.۶	۰.۴	۲۱۰.۵	۰.۸	۲۰۸.۹	۰.۴	۲۰۸.۹
دز مینیمم (سانتی گری)	کیالت-۶۰	۱۹۱.۴	۲.۱	۱۹۵.۲	۱.۳	۱۹۰.۴	۱.۰	۱۹۴.۷	۱.۲	۱۹۶.۶	۱.۰	۱۹۳.۷	۱.۱	۱۹۳.۹	۱.۱	۱۹۳.۹
	۶ مگاولت	۱۹۲.۹	۲.۷	۱۹۶.۰	۱.۱	۱۹۴.۹	۱.۱	۱۹۵.۵	۱.۰	۱۹۶.۱	۰.۸	۱۹۴.۲	۱.۰	۱۹۴.۸	۱.۳	۱۹۴.۸
	۱۸ مگاولت	۱۹۶.۳	۲.۹	۱۹۷.۳	۱.۱	۱۹۶.۰	۱.۲	۱۹۷.۰	۰.۹	۱۹۶.۷	۱.۰	۱۹۶.۱	۱.۰	۱۹۶.۴	۱.۰	۱۹۶.۴
دز میانگین (سانتی گری)	کیالت-۶۰	۷۹.۷	۷.۱	۸۳.۴	۶.۸	۸۳.۱	۶.۹	۸۳.۳	۶.۸	۸۳.۸	۶.۸	۸۳.۱	۶.۸	۸۳.۲	۶.۸	۸۳.۲
	۶ مگاولت	۸۰.۱	۷.۷	۸۳.۶	۶.۸	۸۳.۴	۶.۸	۸۳.۵	۶.۷	۸۳.۷	۶.۸	۸۳.۳	۶.۹	۸۳.۴	۶.۸	۸۳.۴
	۱۸ مگاولت	۸۳.۲	۶.۹	۸۳.۶	۶.۹	۸۳.۲	۶.۹	۸۳.۴	۶.۷	۸۳.۶	۶.۹	۸۳.۵	۶.۹	۸۳.۴	۶.۸	۸۳.۴

جدول ۵- دوز تجمعی، ضریب تطبیق و ضریب همگنی دوز برای طرح درمانهای ارائه شده (میانگین کل بیماران) و در انرژی های مختلف

بدن	سه میدان ۱		سه میدان ۲		چهار میدان ۱		چهار میدان ۲		پنج میدان ۱		پنج میدان ۲		شش میدان ۱		شش میدان ۲	
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین
دوز تجمعی (Kg.Gy)	کیالت-۶۰	۶.۷	۰.۴	۶.۳	۰.۴	۶.۱	۰.۳	۶.۶	۰.۳	۶.۵	۰.۳	۶.۵	۰.۳	۶.۲	۰.۳	۶.۲
	۶ مگاولت	۶.۱	۰.۳	۵.۷	۰.۳	۵.۶	۰.۳	۶.۰	۰.۳	۵.۸	۰.۳	۶.۰	۰.۳	۵.۶	۰.۳	۵.۶
	۱۸ مگاولت	۵.۳	۰.۳	۴.۹	۰.۳	۴.۹	۰.۳	۵.۲	۰.۲	۵.۰	۰.۲	۵.۲	۰.۲	۴.۹	۰.۲	۴.۹
ضریب تطبیق	کیالت-۶۰	۷.۵	۶.۷	۷.۵	۶.۷	۵.۲	۵.۲	۵.۲	۵.۲	۴.۴	۴.۴	۴.۳	۴.۴	۴.۴	۴.۴	۴.۲
	۶ مگاولت	۴.۸	۴.۴	۴.۴	۴.۴	۳.۹	۳.۹	۴.۴	۴.۴	۴.۴	۴.۴	۴.۰	۴.۰	۴.۰	۴.۰	۴.۰
	۱۸ مگاولت	۴.۵	۴.۵	۴.۵	۴.۵	۴.۵	۴.۵	۴.۵	۴.۵	۴.۱	۴.۱	۴.۲	۴.۲	۴.۱	۴.۱	۴.۰
ضریب همگنی دوز	کیالت-۶۰	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱	۱.۱
	۶ مگاولت	۱.۱	۱.۱	۱.۰	۱.۰	۱.۱	۱.۰	۱.۱	۱.۰	۱.۱	۱.۰	۱.۱	۱.۰	۱.۰	۱.۰	۱.۰
	۱۸ مگاولت	۱.۱	۱.۱	۱.۰	۱.۰	۱.۰	۱.۰	۱.۰	۱.۰	۱.۰	۱.۰	۱.۱	۱.۰	۱.۰	۱.۰	۱.۰

۳-۱- مئانه

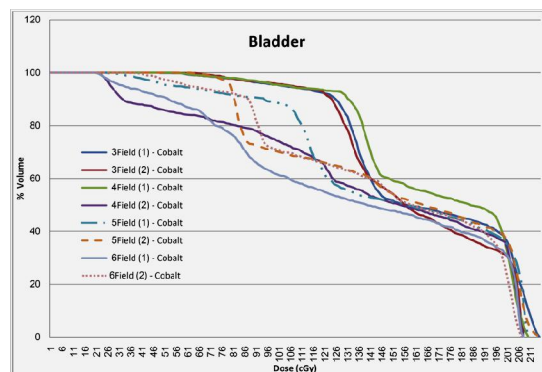
نتایج (جدول ۲) نشان می دهد که درمان شش میدان ۱ بهینه ترین دوز ماکزیمم (۲۰۸ سانتی گری) برای مئانه را داراست و در سوی مقابل درمان سه میدان ۱ بیشترین دوز ماکزیمم (۲۲۰ سانتی گری) را به مئانه می رساند. نتایج طرح درمانها نشان می دهد، در طرح درمانهایی مانند چهار میدان ۲ و شش میدان ۱، دوز رسیده به مئانه خصوصا در دوزهای پایتتر، کاهش چشمگیری پیدا نموده است (نمودار ۱).



نمودار ۲- منحنی دوز- حجم تغییرات کیفی دوز رسیده به رکتوم در طرح درمانهای مختلف با کبالت

۳-۴- ناحیه درمانی

نتایج مربوط به ناحیه درمانی (نمودار ۳) نشان دهنده کاهش دوز ماکزیمم با افزایش انرژی پرتو تابشی است، به عنوان مثال جدول ۴ نشان می دهد که دوز ماکزیمم رسیده به پروستات در درمان سه میدان ۱ در انرژی ۶ مگاولت، ۲/۹٪ و در انرژی ۱۸ مگاولت، ۳/۶٪ کاهش می یابد.

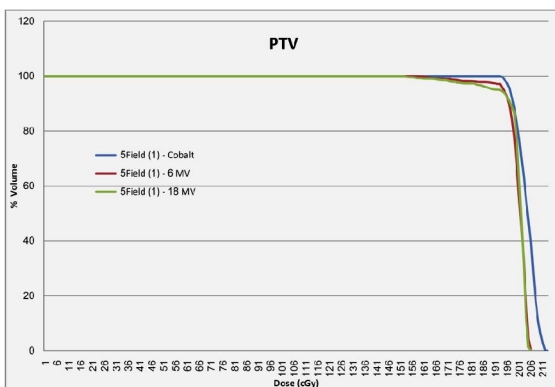


نمودار ۱- منحنی دوز- حجم تغییرات کیفی دوز رسیده به مئانه در طرح درمانهای مختلف با کبالت

با افزایش انرژی دوز رسیده به مئانه کاهش معناداری داشت هر چند که در دوزهای بالا به لحاظ مقداری، کوچک بود.

۳-۲- رکتوم

بر اساس نتایج جدول ۳ در طرح درمانهایی مانند پنج میدان ۱ و شش میدان ۱ که در آنها از میدان های خلفی با وزن کم، تنها برای شکل دادن به میدان استفاده گردیده است، دوز رسیده به رکتوم کاهش چشمگیری پیدا نموده است (نمودار ۲). بعنوان مثال درمان چهار میدان ۱ و درمان چهار میدان ۲ که از نظر تعداد میدان مساوی اند، دوز مینیمم با افزایش انرژی به ۱۸ مگاولت به ترتیب ۲۸٪ و ۴۷/۸٪ نسبت به انرژی کبالت کاهش می یابد. با افزایش انرژی نیز دوز ماکزیمم و دوز مینیمم رکتوم کاهش کم ولی معناداری یافتند.



نمودار ۳- منحنی دوز- حجم تغییرات کیفی دوز رسیده به ناحیه درمانی در اثر افزایش انرژی

۳-۵- دوز تجمعی، ضریب تطبیق و ضریب همگنی دوز

جدول ۵ مقادیر دوز تجمعی، ضریب همگنی دوز و ضریب تطبیق را نشان می دهد. مشاهده می شود که با افزایش انرژی دوز تجمعی کاهش می یابد. همچنین با افزایش تعداد میدان های تابشی و افزایش انرژی، ضریب تطبیق دوز بهبود می یابد. علیرغم اینکه با افزایش تعداد میدان های

ضریب همگنی دوز (جدول ۵) بهبود قابل ملاحظه ای می یابد زیرا با افزایش تعداد میدانهای تابشی، اولاً سهم وزن هر یک از میدانها در دوز رسیده به نقطه ایزوسترا کاهش یافته و باعث یکنواختی دوز در ناحیه درمانی می شود، ثانیاً با تابش میدان هایی از جهت های مختلف می توان به ناحیه درمان، شکل داد و این باعث می گردد تا حجمی از بافت نرمال را که داخل ناحیه درمانی می افتد، خارج نمود.

با توجه به نتایج برای ناحیه درمانی، حتی در انرژی های پایین، با تکنیکهای مختلف مانند افزایش فیلد و تابش از جهات مختلف، می توان به درمان مطلوب دست یافت. با افزایش انرژی پرتو فرودی، دوز تجمعی رسیده به بدن بیمار کاهش یافته است (جدول ۵) که در توافق با نتایج مطالعه آئویاما و همکاران [۳] می باشد. در درمانهایی با تعداد میدان بیشتر، حجمی از بافت که در مسیر تابش پرتو قرار می گیرد، افزایش یافته و در نتیجه افزایش انرژی اثر کمتری نسبت به درمانهای با تعداد میدان کم دارد.

از آنجاییکه در ابتدای طرح درمان باید از یک طرح درمان اولیه شروع نمود، لذا پیشنهاد می شود که با توجه به دوز ناحیه درمانی، رکتوم و مثانه در طرح درمان های مختلف ارائه شده، از طرح درمان پنج میدان^۱ و یا شش میدان^۱ به عنوان طرح درمان اولیه استفاده گردد.

۵- تشکر و قدردانی

این تحقیق تحت قرارداد پژوهشی شماره ۵۷۴۵/۳۰/۰۲/۸۶ با حمایت معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران به انجام رسیده است. با تشکر از پرسنل بخش فیزیک گروه رادیوتراپی بیمارستان امام خمینی تهران که در انجام این طرح همکاری صمیمانه ای داشتند.

تابشی، مقدار ضریب همگنی دوز کل بدن کاهش می یابد اما ضریب همگنی دوز در طرح درمانهای مختلف با افزایش انرژی تغییر کمی می یابد، مثلاً در درمان شش میدان^۱ با افزایش انرژی با ۱/۲٪ و ۱/۸٪ کاهش مواجه می شود.

۴- بحث و نتیجه گیری

در مجموع طرح درمانهایی که بجای میدان قدامی از میدانهای قدامی مایل استفاده کرده اند، نتایج بهتری را برای دوز رسیده به مثانه داشته اند. این کاهش می تواند به علت خارج شدن حجم زیادی از مثانه از مسیر تابش پرتو باشد. در نتیجه در طرح درمانهایی مانند درمان شش میدان^۱ که حجم زیادی از مثانه را از مسیر تابش پرتو خارج نموده اند، دوز رسیده به آن کاهش شدیدی می یابد.

با توجه به نتایج جدول ۳ مشاهده می گردد آنچه بیشتر در تعیین میزان دوز رسیده به رکتوم مهم است، وزن میدان یا میدانهای مایل خلفی است که استفاده می شوند. بنظر می رسد بهترین راهکار برای کاهش دوز رکتوم، استفاده از میدان های کناری و دادن وزن بیشتر به آنهاست، زیرا تنها با میدانهای کناری است که می توان قسمتی از رکتوم را بکلی از ناحیه تحت درمان خارج نمود، با این وجود هنگام استفاده از میدان های کناری دیواره قدامی رکتوم (بوئژه درمانهایی با میدانهای کناری وزن زیاد) دوز بیش از حدی دریافت می کند و دوز مینیم آن بالا می رود. برای رفع این عیب می توان از ترکیب میدانهای کناری با وزن کمتر و میدان های مایل خلفی با وزن خیلی کم استفاده نمود. با افزایش انرژی، دوز ماکزیمم، دوز مینیمم و دوز میانگین رسیده به رکتوم در درمانهایی که در آنها از میدانهای کناری استفاده گردیده مانند درمان پنج میدان^۱ و شش میدان^۱ بیشترین درصد کاهش را نسبت به دیگر طرح درمانها دارند. بنظر می رسد علت آن کاهش پراکندگی پرتو تابشی میدانهای کناری با افزایش انرژی باشد.

نتایج مربوط به دوز رسیده به ناحیه درمانی (جدول ۴) بیانگر آنست که دوز رسیده به ناحیه درمانی بستگی خاصی به تعداد و جهت میدانهای تابشی ندارد و از بین طرح درمانها، طرح درمانهای پنج میدان^۱ و طرح درمان شش میدان^۱ نتایج بهتری نسبت به بقیه طرح درمانها ارائه داده اند. هر چه تعداد میدانهای تابشی بیشتر می شود، ضریب تطبیق و

^۱ Isocenter: نقطه ای که دستگاه تابش دهنده حول آن دوران می کند.

1. Podgorsak EB, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA Educational Reports, Vienna, 2003
2. Weissa E, Siebersa JV, Kealla PJ, An analysis of 6-MV versus 18-MV photon energy plans for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) of lung cancer, *Radiother. Oncol.* 2007;82:55–62
3. Aoyama H, Westerly DC, Mackie TR, et al. Integral Radiation Dose to Normal Structures with Conformal External Beam Radiation, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006; 64(3):962-967
4. Hille A, Tows N, Hess C F, A Comparison of Three-Field And Four-Field Techniques in Different Clinical Target Volumes in Prostate Cancer Irradiation Using Dose-volume histograms: A Prospective Three-Dimensional Analysis, *Br. J. Radiol.* 2006; 79(938):148-157
5. Hermanto U, Frija EK, Lii MJ, et al. Intensity-Modulated Radiotherapy (IMRT) and Conventional Three-Dimensional Conformal Radiotherapy for High-Grade Gliomas: Does IMRT Increase The Integral Dose to Normal Brain?, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2007; 67(4): 1135–1144
6. Oh CE, Antes K, Darby M, et al. Comparison Of 2D Conventional, 3D Conformal, and Intensity-Modulated Treatment Planning Techniques for Patients With Prostate Cancer with Regard to Target-Dose Homogeneity and Dose to Critical, Uninvolved Structures, *Med. Dosim.* 1999; 24(4):255–263
7. Pinkawa M, Asadpour B, Gagel B, et al. Prostate Position Variability and Dose–Volume Histograms in Radiotherapy for Prostate Cancer with Full and Empty Bladder, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006; 64(3):856–861
8. Peeters ST, Lebesque JV, Heemsbergen WD, et Al. Localized Volume Effects for Late Rectal and Anal Toxicity after Radiotherapy for Prostate Cancer, *Int. J Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2006; 64(4):1151–1161
9. Guckenberger M, Meyer J, Baier K, et al. Distinct effects of rectum delineation methods in 3D-conformal vs. IMRT treatment planning of prostate cancer, *Radiat. Oncol.* 2006; 1:34
10. Hendee WR, Ibbott GS, Hendee EG, *Radiation Therapy Physics*, 3rd ed. John Wiley & Sons. Hoboken, 2005
11. Drzymala RE, Mohan R, Brewster L, Chu J, et al. Dose-Volume Histograms, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1991; 21:71-78
12. Mohan R, Brewster LJ, Barest GD, A technique for Computing Dose-volume Histograms for Structure Combinations. *Med. Phys.* 1987; 14(6):1048-1052
13. Thames HD, Zhang M, Tucker SL, et al. Cluster model of dose-volume effects. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2004; 59(5): 1491-1504
14. Wu QJ, Wessels BW, Einstein DB, et al. Quality of Coverage: Conformity Measures for Stereotactic Radiosurgery, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2003; 4(4):374-381