

دوز انتگرال قلب در رادیوتراپی مری

مقایسه و محاسبه دوز انتگرال قلب در رادیوتراپی مری با سه انرژی متفاوت فوتون به

کمک تصاویر سیمولیشن CT و طرح درمان رایانه ای

حسن ندائی^{۱*}، حسین قرائتی^۲، کاوه زاهدی^۳، علی کاظمیان^۴

۱- دانشجوی دکترای فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات سرطان، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات سرطان، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- کارشناس ارشد مهندسی هسته ای، گرایش پرتو پزشکی از دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران

۴- استادیار گروه رادیوتراپی، مرکز تحقیقات سرطان، انستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۱/۲۳

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۹/۲

چکیده

مقدمه: سرطان مری یکی از سرطانهای رایج در کشور ایران است، بطوری که ایران در زمره کشورهای است که بالاترین بروز را دارد. رادیوتراپی مری یکی از روشهای شناخته شده غیر جراحی و شیمی درمانی است که با هدف درمان رادیکال یا پالیاتیو بکار می رود. حفظ اندامهای قلب و نخاع که در برابر دوز اشعه حساس و بحرانی تلقی می شوند، ضروری و از عوامل محدودکننده در درمان می باشد، بدین گونه که دوز دریافتی آنها نباید بیش از حد تحمل باشد.

در رادیوتراپی رایج، جهت درمان سرطان مری از تکنیکهای مختلف استفاده می شود. از بین آنها تکنیک دو میدان مقابل- موازی (POP) در خیلی از مراکز رادیوتراپی رایج است. تقریباً در $\frac{2}{3}$ از کل جلسات تا تمام جلسات درمان ممکن است از این تکنیک استفاده شود. متأسفانه بکارگیری این تکنیک باعث می شود که قسمت زیادی از نخاع و قلب در میدان تابش قرار گیرد و موفقیت درمان این سرطان به دوز تحمل قلب و نخاع که از عوامل محدود کننده می باشند، بستگی دارد.

مواد و روشها: در این بررسی ده بیمار مبتلا به S.C.C. مری که نیازمند به رادیوتراپی خارجی بوده اند انتخاب و برای تمام آنها تصویربرداری سی تی اسکن انجام شد. داده های بیماران با استفاده از دیجیتال ساز به کامپیوتر طرح درمان وارد و طرح نقشه درمان برای هر بیمار در سه کیفیت باریکه کبالت ۶۰، اشعه ایکس ۶ و ۱۰ مگاولت بدست آمد. وضعیت هندسی و پرتو تابشی در همه موارد یکسان در نظر گرفته شد. دوز جذبی هدف درمان (مری)، قلب، دوز انتگرال و هیستوگرام آنها (DVH) در تمام موارد اندازه گیری و برای محاسبه سطوح و حجمها یک برنامه نرم افزاری نوشته شد که با دقت زیاد این کار را انجام می دهد.

نتایج: ماکزیمم دوز نقطه ای در قلب نسبت به دوز نقطه مرجع ۱۴۰، ۱۲۵ و ۱۱۵ درصد به ترتیب در کبالت ۶۰، ۶ و ۱۰ مگاولت بدست آمد. دوز انتگرال قلب برای بیماری که بیشترین ضخامت قدیمی - خلفی را داشت برای باریکه کبالت ۶۰، باریکه ۶ و ۱۰ مگاولت به ترتیب ۵۵/۳۳، ۵۴/۱۷ و ۵۱/۶۶ گری کیلوگرم محاسبه گردید. اگر بجای کبالت ۶۰ از باریکه فوتون ۱۰ مگاولت استفاده شود کاهش ۷٪ و چنانچه ۶ مگاولت بکار گرفته شود کاهش ۲٪ در ماکزیمم دوز نقطه ای در قلب مشاهده می گردد. استفاده از اشعه ۱۰ مگاولت دوز انتگرال قلب را تا میزان ۵ درصد نسبت به اشعه ۶ مگاولت کاهش می دهد.

بحث و نتیجه گیری: با توجه به افزایش دوز انتگرال قلب و نخاع در انرژیهای پایینتر، در بیماران درشت اندام و یا تومورهای عمقی استفاده از شتاب دهنده هایی با انرژیهای بالاتر اجتناب ناپذیر است. با وجود اینکه ماشین کبالت در کشور های در حال توسعه دارای امتیازاتی است ولی برای تومورهای با عمق های کمتر مناسب می باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۷، تابستان ۸۴: ۷۷-۸۴)

واژگان کلیدی: پرتو درمانی، دوز تجمعی، دوز قلب، طرح درمان کامپیوتری

* نویسنده مسئول: حسن ندائی

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی

دانشگاه علوم پزشکی تهران، Nedaieha@sina.tums.ac.ir

تلفکس: ۶۶۹۴۸۶۷۳ - (۰۲۱) ۹۸۰۰۰۰

۱- مقدمه

سرطان مری یکی از شایعترین سرطانها در کشور ما می باشد بطوریکه ایران در زمره کشورهای قرار دارد که دارای بالاترین میزان اینگونه سرطان می باشد [۱]. روش رادیوتراپی در درمان سرطان مری یک روش شناخته شده است و حفظ اندامهای بحرانی، قلب، نخاع و ریه که در هنگام درمان عامل محدود کننده هستند، از اهمیت ویژه ای برخوردار است.

در بهینه کردن طرح درمان رادیوتراپی، برآورد دوز انتگرال نقش مهمی برای تصمیم گیری در انتخاب انرژی، ابعاد میدانها و تعداد میدانها دارد. به عنوان یک قاعده کلی باید سعی کرد که بافتهای سالم حداقل دوز انتگرال و تومور دوزی کافی و یکنواخت را دریافت نموده ضمن اینکه دوز اندام های بحرانی از حد تحمل بیشتر نباشد [۲]. بررسی ها نشان می دهد که روش درمانی چرخشی در تومورهای با قطر کمتر از ۶ سانتی متر روش مطلوبی است [۳]، ولی در تومورهای بزرگتر مناسب نیست. در بررسی دوز انتگرال نخاع توسط Corn و همکاران معلوم گردید که وضعیت خوابیده به شکم^۱ نسبت به طاقباز^۲، ارجحیت دارد [۴]. در بررسی دیگر Roth نتیجه گیری کرد که در انتخاب روش درمانی مناسب دوز انتگرال نسبی هدف، به تنهایی نمی تواند تعیین کننده باشد و پارامترهایی از قبیل توزیع دوز در هدف و کنترل دوز اندام های بحرانی مهمتر می باشند [۵]. پور فلاح در طراحی درمان برای محاسبه دوز سرویکس، دوز انتگرال هدف و رکتوم در تکنیکهای مختلف رادیوتراپی، را مورد بررسی قرار داد [۶].

دوز انتگرال و هیستوگرام حجم- دوز قلب (DVH) توسط Cornes با یک باریکه انرژی یکسان برای هشت بیمار با دوز درمانی ۵۰۴۰ سانتی گری در ۲۸ جلسه مورد مطالعه قرار گرفت [۷].

ندائی و همکاران در بخش فیزیک رادیوتراپی بیمارستان امام خمینی، دوز انتگرال نخاع، ریه و هدف را در درمان مری میانی با تکنیکهای دو میدان مقابل- موازی (POP)، سه میدان با و بدون وج با سیستم درمانی کبالت را محاسبه و به این نتیجه رسیدند که در تکنیک POP دوز انتگرال نخاع بیش از سایر تکنیکهاست، ولی دوز انتگرال هدف در همه تکنیکها اختلاف زیادی ندارند [۸].

در مطالعه حاضر دوز انتگرال و نیز مقادیر DVH قلب در تکنیک میدان مقابل - موازی در سه انرژی مورد بررسی قرار می گیرد.

۲- مواد و روشها

در این تحقیق، ده بیمار مبتلا به سرطان مری میانی از نوع اسکواموس سل کارسینوما (SCC) به طور تصادفی انتخاب، حداقل ۱۲ و حداکثر ۲۰ مقطع، با ضخامت هر مقطع ۱۰ میلیمتر تصاویر سی تی تهیه شد. برای نمایان ساختن مری در تصویر رادیوگرافی و تعیین محل حجم بالینی تومور (CTV) آزماده حاجب اوروگرافین بسیار رقیق خوراکی استفاده شد. تصاویر سی تی در وضعیت خوابیده به شکم تهیه شد، چون در این وضعیت فاصله مری تا نخاع (اندام حساس) نسبت به وضعیت طاقباز، بیشتر است [۴].

حجم بالینی تومور و حجم هدف تحت درمان (PTV) در تمام مقاطع تصویری توسط رادیوتراپیست تعیین و برای بررسی دوز قلب، محدوده آن در تمام مقاطع مشخص گردید. تصاویر با استفاده از دیجیتال ساز به سیستم رایانه ای نوکلئوترون (با نرم افزار پلاتو نسخه ۲/۱) وارد شد. علاوه بر

1- Prone

2- Supine

دوز انتگرال قلب در رادیوتراپی مری

پیکسل های داخل یک محیط بسته استفاده می کند که با توجه به مساحت هر پیکسل، در نهایت مساحت محیط بسته را حساب می کند. از مزایای این برنامه قابلیت تکرار پذیری بدون ایجاد خطا، قابلیت رنگ آمیزی مساحت حساب شده جهت جلوگیری از محاسبه مجدد، قابلیت اجرای برنامه روی سیستم عامل ویندوز ۹۸ به بالا و حجم بسیار کم برنامه (۱/۴ مگابایت) و قابلیت استفاده از ابزارهای ویرایش تصویر گنجانده شده در آن است ضمناً منبع برنامه در اختیار بوده و هر تغییر مفیدی را می توان در آن اعمال نمود.

مساحت های قلب و هدف را به تفکیک نوع بافت و دوز دریافتی برای تمام مقاطع هر ده بیمار، محاسبه شد و به کمک نرم افزار اکسل با استفاده از فرمول مذکور، دوز انتگرال محاسبه گردید. در این مرحله نمودارهای هیستوگرام دوز-حجم برای قلب و هدف ترسیم شد. به جهت کنترل وارد نمودن صحیح مساحتها به برنامه اکسل، مساحت هر ارگان در هر مقطع را برای سه انرژی مورد بحث به دست آورده و با هم مقایسه کردیم و در حد یک یا دو درصد خطا مورد قبول واقع شد. و اختلاف معنی دار بین آنها به معنی عدم ورود صحیح اطلاعات می باشد.

۳- نتایج

بعد از جمع آوری داده ها، منحنی های دوز-حجم مربوط به قلب و هدف و همچنین نمودار مقایسه ای انتگرال دوز قلب برای تمام موارد رسم و مقایسه گردید. نتایج مربوط به انتگرال دوز قلب و بیشینه دوز در داخل قلب برای بیمار شماره ۲ با کمترین قطر و بیمار شماره ۱۰ با قطر متوسط و بیمار شماره ۵ با بیشترین قطر به صورت مقایسه ای در جدول شماره ۱ مشاهده می شود.

آن دانسیته بافتها براساس توصیه های ICRU [۹]، برای ریه ۰/۲۶، هدف ۱/۰۳، جسم مهره ۱/۳۳ و قلب ۱ گرم بر سانتی مترمکعب وارد گردید. ابعاد میدان باریکه اشعه (عرض و طول) به گونه ای انتخاب گردید که حجم هدف تحت درمان را در تمام مقاطع پوشش دهد. زاویه گانتری صفر و ۱۸۰ درجه و زاویه کلیماتور صفر انتخاب گردیدند. در تمام موارد طراحی برای روش رادیوتراپی هم مرکز با وزن یکسان، دوز تجویزی فرضی ۶۰ گری در نقطه مرجع ICRU اجرا گردید. منحنی های توزیع دوز نسبت به مرجع در مقطع مرکزی نرمالیزه و سپس ایزودوزها از ۱۴۰٪ تا ۵۰٪ در فواصل ۱۰٪ رسم شدند. برای هر مقطع اسکن شده فرمت فایلها به صورت Jpeg با قدرت تفکیک dpi ۲۰۰ و ابعاد تصویر ۱۷۰۰ × ۲۳۴۰ پیکسل انتخاب گردید. برای محاسبه دوز تجمعی از رابطه زیر استفاده گردید [۵].

$$W_d = \sum_n \sum_l \sum_i (D_i + D_{i-1}) / 2 * (S_{il} - S_{i,l-1}) * \rho_l * dn \quad (1)$$

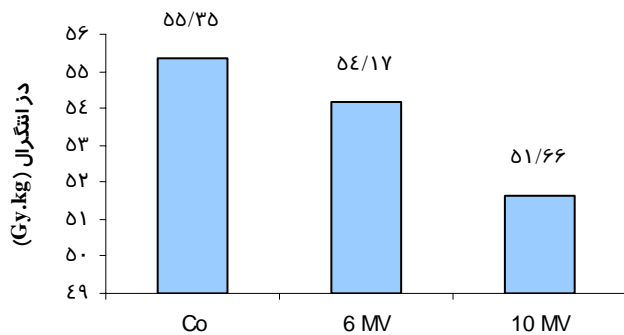
در این رابطه n برابر تعداد سطح مقطع ها، l نوع بافت، i تعداد ایزودوزها، D_i دوز مطابق با ایزودوز، $S_i - S_{i-1}$ سطح بین دو ایزودوز، $i-1$ و i دانسیته بافت نوع l و dn ضخامت سطح مقطع n می باشد. جهت محاسبه سطوح هریک از اندامهای مورد نظر در هر مقطع، روشهای مختلفی مانند استفاده از پلانی متر، استفاده از نرم افزارهای GIS و یا نوشتن و تهیه کردن یک برنامه نرم افزاری امکان پذیر است. هر کدام از این روشها معایب و مزایایی دارند، از جمله اینکه روش اول بسیار وقت گیر و خطای کاربر زیاد است. روش دوم طولانی ولی خطای کاربر در آن موثر نیست. روش سوم که در این بررسی از آن استفاده گردید بسیار ساده است و خطای کاربر هیچ دخالتی در آن ندارد.

در این بررسی یک برنامه در محیط برنامه نویسی Visual Basic و با کمک ابزارهای موجود در VB6 تکمیل گردید. این برنامه از یک الگوریتم برگشتی جهت شمردن تعداد

جدول شماره ۱ - دوز انتگرال قلب و بیشینه دوز داخل قلب به صورت مقایسه ای بین بیماران شماره (۲ و ۱۰ و ۵)

درصد دوز نقطه بیشینه در داخل قلب			دوز انتگرال قلب (Gy.kg)			
۱۰ مگاالت	۶ مگاالت	کبالت-۶۰	۱۰ مگاالت	۶ مگاالت	کبالت-۶۰	
۱۰۵	۱۰۵	۱۱۵	۱۷/۱۴	۱۷/۲۸	۱۷/۳۴	بیمار شماره ۲ با کمترین ضخامت (A-P) = ۱۷ cm
۱۰۵	۱۰۵	۱۲۵	۲۸/۷۹	۲۹/۴۳	۳۰/۵۵	بیمار شماره ۱۰ با ضخامت متوسط (A-P) = ۲۱ cm
۱۱۵	۱۲۵	۱۴۰	۵۱/۶۶	۵۴/۱۷	۵۵/۳۳	بیمار شماره ۵ با بیشترین ضخامت (A-P) = ۲۳/۷ cm

دوز انتگرال قلب بیمار شماره ۵



شکل شماره ۱ - مقایسه انتگرال دوز (Gy.Kg) قلب با دستگاه‌های کبالت و شتابدهنده با انرژیهای ۶ و ۱۰ MV برای مرز نقطه مرجع 60 Gy

در جدول شماره ۲ نتایج درصد حجم واقع در ناحیه دوزهای مختلف (DVH) برای عضله قلب در بیمار با بیشترین ضخامت (شماره ۵) و به صورت منحنی در شکل شماره ۲ آمده است.

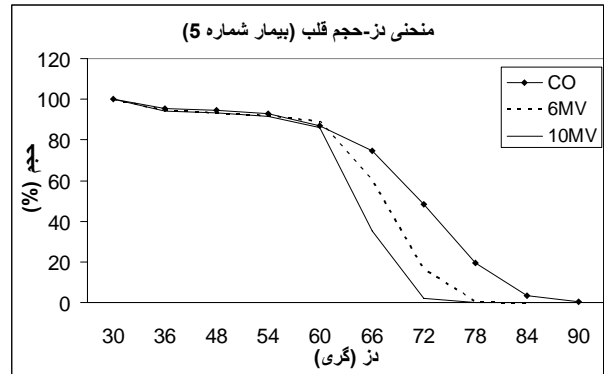
حجم قلب در این سه بیمار به ترتیب ۲۸۷، ۸۱۶، و ۹۵۰ سانتی متر مکعب بدست آمد. لازم به ذکر است که در مواردی بیشینه دوز قلب برای باریکه انرژیهای ۶ و ۱۰ مگاالت یکی است، با این توضیح که حجمی از قلب که آن را دریافت می کند در ۶ مگاالت بیش از ۱۰ مگاالت است. در مقایسه پارامترهای فوق، بیمار شماره ۵ با بیشترین قطر (A-P) دارای بیشترین تمایز میان نتایج سه باریکه فوتونی جهت ارائه نتایج و بحث انتخاب گردید. شکل شماره ۱ نمودار مقایسه ای دوز-انتگرال قلب برای بیمار شماره ۵ در سه باریکه انرژی کبالت-۶۰، شتابدهنده با انرژیهای ۶ و ۱۰ مگاالت را نشان می دهد.

جدول شماره ۲ - نتایج درصد حجم واقع در ناحیه دوزهای بالاتر از مقادیر ذکر شده در جدول (DVH) برای عضله قلب در بیمار با بیشترین ضخامت

دوز (گری)	۳۰	۳۶	۴۸	۵۴	۶۰	۶۶	۷۲	۷۸	۸۴	۹۰
درصد حجم درگیر در انرژی کبالت-۶۰	۱۰۰	۹۹/۹۷	۹۹/۹۵	۹۹/۸۶	۸۸/۵۵	۳۶/۸۵	۱۱/۲۳	۲/۷۱۸	۰/۲۳۹	۰
درصد حجم درگیر در ۶ مگاالت انرژی	۱۰۰	۹۹/۹۲	۹۹/۸۸	۹۹/۸۸	۸۷/۲۶	۲۲/۸۳	۲/۱۶۷	۰	۰	۰
درصد حجم درگیر در ۱۰ مگاالت انرژی	۱۰۰	۹۹/۹۴	۹۹/۸۲	۹۹/۶۹	۸۴/۰۶	۹/۵۹۷	۰/۷۲۷	۰	۰	۰

دوز انتگرال قلب در رادیوتراپی مری

در جدول شماره ۳ عینا همان پارامترها برای درصدهای حجمی هدف (PTV) و به صورت منحنی در شکل شماره ۳ رسم شده است.

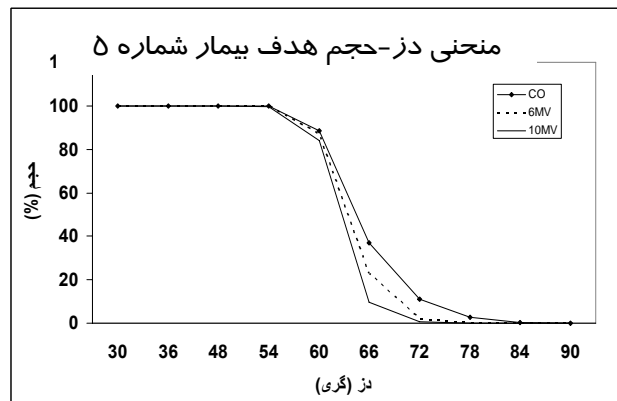


شکل شماره ۲- نمایش DVH قلب در سه انرژی کبالت-۶۰، ۶ و ۱۰ مگاولت

جدول شماره ۳- نتایج درصد حجم واقع در ناحیه دوزهای بالاتر از مقادیر ذکر شده در جدول (DVH) برای حجم هدف

دوز (گری)	۳۰	۳۶	۴۸	۵۴	۶۰	۶۶	۷۲	۷۸	۸۴	۹۰
درصد حجم درگیر در انرژی کبالت-۶۰	۱۰۰	۹۵/۴۹	۹۴/۵۹	۹۲/۸۹	۸۷/۰۲	۷۴/۴۵	۴۸/۱۹	۱۹/۵۷	۳/۵۲	۰/۲۹۱
درصد حجم درگیر در ۶ مگاولت انرژی	۱۰۰	۹۴/۴۸	۹۳/۴	۹۲/۱۱	۸۸/۹۵	۵۹/۶۹	۱۶/۵۲	۰/۵۲۱	۰	۰
درصد حجم درگیر در ۱۰ مگاولت انرژی	۱۰۰	۹۴/۳۳	۹۳/۰۹	۹۱/۵	۸۶/۲۴	۳۵/۳۱	۱/۹۳۶	۰	۰	۰

نتیجه بررسی دوز انتگرال نشان می دهد که اگر به جای کبالت از باریکه فوتون ۱۰ مگاولت استفاده شود کاهش ۷ درصدی و اگر باریکه فوتون ۶ مگاولت بکار رود کاهش ۲ درصدی در دوز انتگرال قلب را خواهیم داشت و بین ۶ و ۱۰ مگاولت این تفاوت برابر با ۵ درصد خواهد بود با افزایش انرژی، حجم کمتری از قلب در دوزهای بالاتر را خواهیم داشت، این مطلب به تفصیل در جدول شماره ۴ برای بیمار با بیشترین ضخامت (شماره ۵) نشان داده شده است.



شکل شماره ۳- نمایش DVH هدف درمان (مری) در سه انرژی کبالت-۶۰، ۶ و ۱۰ مگاولت

جدول شماره ۴- مقادیر دوز دریافتی در درصدهایی از حجم قلب در سه باریکه انرژی مختلف

انرژی	درصد حجم قلب	دوز دریافتی قلب (cGy)
کبالت-۶۰	۳/۵۲	۸۴۰۰
	۱۹/۵۷	۷۸۰۰
	۴۸/۱۹	۷۲۰۰
۶ مگاولت	-----	۸۴۰۰
	۰/۵۲	۷۸۰۰
	۱۶/۵۲	۷۲۰۰
۱۰ مگاولت	-----	۸۴۰۰
	-----	۷۸۰۰
	۱/۹۳	۷۲۰۰

برای مثال نخاع یک ارگان سری است که دوز بالاتر از حد تحمل در یک سطح ایزودوز کوچک هم می‌تواند باعث تغییرات عملکردی آن شود [۱۱]. مصداق ارگان موازی، ریه می‌باشد که جهت از کار افتادن عملکردی آن، لازم است قسمت زیادی از این بافت دوز بالاتر از حد تحمل را دریافت کند و بالاخره قلب اندامی است که خاصیت سری و موازی بودن را دارد به گونه‌ای که شریانهای کرونری آن سری و ساختمان عضله قلب موازی محسوب می‌شود. در این گزارش توصیه می‌شود که خطر از دست دادن درمان قطعی (از بین بردن تمام سلولهای سرطانی) باید با کاهش عوارض جدی و شدید بافت سالم در معرض خطر متوازن گردد [۱۰]. موارد قابل طرح در این مقاله به قرار زیر است: - انتخاب انرژی مناسب برای درمان، اولین پارامتر تأثیرگذار بر روی نتایج به دست آمده است. به گونه‌ای که در درمان با کبالت، تفاوت دوز نقطه حداکثر و حداقل در قلب به عنوان یک ارگان در خطر، بیشتر از دو نوع انرژی بالاتر بود و طبق نقشه‌های درمانی با افزایش ضخامت بیمار این تفاوت محسوستر می‌شد. تا جایی که دوز حداکثر یک سطح خیلی کوچک (> ۲ سانتی متر مربع)، در درمان با کبالت به مرز ۱۴۰٪ می‌رسید ولی با افزایش انرژی به ۶ مگاولت این مقدار کاهش پیدا کرده و با استفاده از ۱۰ مگاولت باز هم کاهش پیدا کرده و به ۱۱۵٪ می‌رسید. در رابطه با افزایش دوز جنبی با افزایش ضخامت بیمار، در کتاب خان، توزیع دوز در ضخامت حدود ۲۳ سانتی متر را حداکثر ۱۲۵ درصد ذکر می‌کند [۲]. که احتمالاً در سطحی بیش از ۲ سانتی متر مربع است با دقت در منحنیهای دوز-حجم قلب (به طور مثال شکل شماره ۲)، می‌بینیم که: ۱- در کبالت نسبت به ۱۰ مگاولت، حجم بیشتری از قلب دوز زیادی را دریافت می‌کند. ۲- در کبالت نسبت به ۱۰ مگاولت، دوز متوسط بیشتری توسط حجمی از قلب دریافت می‌شود. درانتخاب این بیمار نمونه با توجه به بزرگی ابعاد میدان و

از نظر خطای محاسبات یادآوری می‌شود که دقت نظری برنامه محاسبه مساحت، در حد $10^{-4} \times 1/612$ سانتی متر مربع برآورد می‌شود (مساحت یک پیکسل با این رزولوشن) در بررسیها جهت تعیین دقت فرایند، شامل مراحل دیجیتال سازی مقاطع CT، رسم توسط پلاتر، اسکن و محاسبه مساحت توسط برنامه مذکور که روی تصاویر با مساحت مشخص انجام گرفت، میانگین خطا ۰/۵٪ به دست آمد.

۴- بحث

همانگونه که در گزارش ICRU [۱۰] برای ارگانهای حساس در معرض خطر آمده است، جهت تعیین PTV باید مصالحه‌ای را پذیرفت. این چنین ارگانهایی، بافتهای سالمی هستند، حساس به اشعه و نزدیک به CTV که عامل محدودیت در طرح درمان محسوب می‌شوند، ارگانهای حساس به سه دسته تقسیم می‌شوند:

۱- ارگانهای سری ۲- موازی ۳- سری و موازی.

۴- جهت حصول نتایج عملی تر، پیشنهاد می‌گردد در یک فانتوم مدل انسان (راندو)، دوز یمتری توسط TLD انجام گیرد.

۵- لازم به ذکر است که این تحقیق برای رژیم درمانی ۶۰ گری و به صورت تکنیک دو میدان انجام گرفته است. در حال حاضر دوز تکنیک POP در اکثر مراکز بین ۳۰ تا ۴۰ گری تجویز می‌شود که به ترتیب دوز قلب می‌تواند به ۳۶ تا ۴۸ گری برسد که هنوز پایینتر از حد تحمل آن است. بقیه دوز درمانی در زوایای گانتری دیگری تحویل می‌گردد. در هر صورت باید از اعمال دوزهای بالاتر از حد تحمل قلب و نخاع در درمان مری خود داری شود و در صورت عدم دسترسی به شتابدهنده حتی الامکان از تکنیکهای درمانی دیگری و از جمله روش سه میدانی استفاده نمود.

۶- تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پروژه تحقیقاتی در مرکز تحقیقات سرطان در انستیتو کانسر و در بخش فیزیک رادیوتراپی می‌باشد. بر خود لازم می‌دانیم از ریاست محترم مرکز تحقیقات، پرسنل محترم بخش رادیوتراپی، فیزیک رادیوتراپی و ریاست محترم مرکز تصویربرداری و پرسنل آن صمیمانه سپاسگزاری نماییم.

کاهش جانبی ضخامت در پهلوها در درمان با انرژی پائین تر، شانس اینکه نقاط سریال قلب در معرض دوز بالاتر قرار گیرند افزایش می‌یابد. علاوه بر این، افزایش انرژی باعث توزیع همگون ایزودوزها داخل هدف می‌گردد، بطوریکه در انرژی ۱۰ مگاولت تقریباً تمام حجم هدف به صورت یکنواخت با ایزودوز ۱۰۰٪ محاط می‌گردد که بسیار مطلوب است، ولی در انرژی های پائین تر حجم کمتری از هدف این پوشش را دارد و دوزهای بالاتر از ۱۰۰٪ مشاهده می‌گردد. این مورد به کیفیت درمان بر می‌گردد که انرژی های بالاتر باعث پوشش یکنواخت تر سلولهای سرطانی تومور می‌گردد.

۵- نتیجه گیری

۱- انتخاب نوع انرژی جهت درمان اهمیت اساسی دارد بطوریکه با افزایش ضخامت بیمار اهمیت آن زیادتر می‌شود. لذا کبالت برای درمان تومورهایی با عمق بیش از ۸ سانتی متر مناسب نیست.

۲- برای ضخامتهای زیادتر و تومورهایی که در عمق زیادتری قرار دارند استفاده از شتابدهنده با انرژی ۱۰ مگاولت ضروری به نظر می‌رسد.

۳- با استفاده از تکنیکهای جدیدتر درمانی، رادیوتراپی تطبیقی می‌تواند دوز تومور یا هدف را افزایش داد، دوز ارگانهای حساس را پایین نگاه داشت.

منابع

1. Saidi F, Sepehr A, Fahimi S, Farahvash M J: Esophagus cancer among the Turkomans of northeast Iran. Br J Cancer., 2000; 83(9):1249-54.
2. Khan F M: The physics of radiation therapy. London: William & Wilkins, 3rd Edition, 2003, PP212.

3. Afanas' B P, Kozlou A. P, Stalarov V. I: Dosimetric analysis of radiation Treatment methods in cancer of the middle 3rd of the esophagus using the Rokus Gamma apparatus. Vapor. Oncol., 1980; 26 (10): 20 – 5.
4. Corn B W, Coia L R, chu J C, Hwang Cc, Stafford P M, Hanks Ge: Significance of prone positioning in planning treatment for esophageal cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys., 1991; 21(15): 1303 – 9.
5. Roth J, Huning R, Kurtz J: Specific integral dose: A reconstruction of the Integral dose concept. Radiother Oncol., 1989; 5 (3): 215 – 21.
۶. پور فلاح، طیب، دوز انتگرال نسبی هدف و رکتوم در روشهای مختلف پرتودرمانی سرطان سرویکس، پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳۷۹.
7. Cornes P G: Cardiac Dose and Toxicity following Radiotherapy for Oesophageal Cancer. Radiother. Oncology Journal Volume (64), proceeding 2002.
۸. ندائی، حسن، بررسی و ارزیابی تکنیکهای مختلف تله تراپی مری میانی با استفاده از تصاویر CT و طرح درمان کامپیوتری. پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳۸۰.
9. ICRU Report NO 46: Photon, Electron, Proton and neutron interaction data for body tissue. Betesda, Maryland, 1992.
10. ICRU: Prescription, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, Maryland, Pergamon Press, 1999.
11. Perez C. and Luthur W B: Principle and practice of radiation oncology. New York. Lippincott- Raven. 3rd edition, 1998.