

ارزیابی دز نخاع گردنی در فانتوم معادل

ارزیابی دز دریافتی نخاع گردن متعاقب پرتودرمانی تومورهای مری فوقانی

در یک فانتوم معادل بافت نرم

سید محمد تقی بحرینی طوسی^۱، مهدی سیلانیان طوسی^۲، قربان صفائیان لاین^{۳*}، مهدی مقدسزاده بزاز^۴

۱- استاد گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۲- استادیار گروه رادیوتراپی-انکولوژی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۳- دانشجوی دکتری فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

۴- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی از دانشگاه علوم پزشکی مشهد

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۴/۴/۲۰

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۳/۱۰

چکیده

مقدمه: یکی از معضلات پرتودرمانی تومورهای یک سوم فوقانی مری این است که بعلت همجواری آنها با نخاع ناحیه گردن، متفاوت بودن ضخامت ناحیه درمان و مایل بودن مسیر مری در طول فیلدهای درمانی، نخاع در اغلب تکنیکها در میدان تابش قرار می‌گیرد و دز قابل توجهی دریافت می‌نماید که اگر بالاتر از حد تحمل آن باشد ممکن است عوارض جانبی شدیدی همچون تخریب بافت نخاع و فلج اندامها را به بار آورد. هدف از انجام این مطالعه تعیین دز دریافتی مری و نخاع ناحیه گردن از طریق اندازه‌گیری دز داخل فانتوم پلکسی‌گلاس (PMMA) بوسیله دزیمتر ترمولومینسانس (TLD) و نیز با استفاده از اطلاعات جداول درصد دز عمقی می‌باشد.

مواد و روشها: در این مطالعه برای اندازه‌گیری دز دریافتی مری و نخاع، سه نوع فانتوم ناحیه گردن بر اساس ضریب توده بدن (Body Mass Index) و بر مبنای مرد مرجع (Reference Man) با استفاده از نرم‌افزار COREL DRAW 8 بصورت فانتوم چاق، متوسط و لاغر ساخته شد و با استفاده از کلیشه سی تی اسکن از "Alderson Rando Phantom" موقعیت نخاع و مری در سه ناحیه فوقانی (زیر فک)، تحتانی (ابتدای جناق سینه) و میانی تعیین گردید سپس با قرار دادن تراشه‌های TLD در نواحی فوق، پرتودرمانی با ده Set-up مختلف برای هر یک از فانتومها انجام شد.

نتایج و بحث: نتایج بدست آمده از این مطالعه نشان داد که در تمامی Set-up های مختلفی که بر روی فانتومها انجام شد، تفاوت زیادی بین میانگین دز اندازه‌گیری شده نخاع و مری وجود دارد. ضمن اینکه در تکنیک دو فیلد مایل قدامی، با شرایط زاویه چرخش ۵۷° سر دستگاه (همراه با استفاده از وج ۳۰° یا ۱۵°) و چرخش ۱۵° سر تخت بیمار به سمت سر دستگاه، دز دریافتی برای مری حداکثر و برای نخاع حداقل خواهد بود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۶، بهار ۸۴: ۲۲-۱۳)

واژگان کلیدی: پرتو درمانی، تومورهای مری فوقانی، پلکسی‌گلاس، دز جذبی، TLD

۱- مقدمه

پرتودرمانی تومورهای این ناحیه یکی از عوامل محدود کننده درمان، دز دریافتی نخاع است که بعلت همجواری با ناحیه مورد تابش در طی یک دوره درمانی ممکن است بیش از حد تحمل خود اشعه دریافت نماید. حد تحمل نخاع به پرتوهای X و گاما و الکترون (پرتوهای Low LET) در افراد مختلف و

سرطان مری یکی از سرطانهای شایع در ایران می‌باشد. در

* نویسنده مسؤول: قربان صفائیان لاین

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم

پزشکی مشهد، safaeyan_gh@yahoo.com

تلفن: ۴-۸۱-۸۵۴۴۰۸۱۱ (۰۵۱۱) +۹۸ داخلی ۳۱۶

($1/25 \text{ Mev}$) برهمکنش غالب در محیط مادی، از نوع کمپتون^۱ است که احتمال رویداد آن مستقل از عدد اتمی بافت است و به چگالی الکترونی ماده (تعداد الکترون در واحد جرم $\frac{N_0 Z}{M}$) بستگی دارد. چون چگالی الکترونی تمام بافتهای بدن نزدیک به یکدیگر و تقریباً برابر مقدار نظیر برای بافت نرم می باشد، لذا فانتوم مورد استفاده باید معادل بافت نرم باشد [۴].

۲- مواد و روشها

۲-۱- انتخاب نوع ماده سازنده فانتوم

برای ساخت فانتوم از پلی متیل متا آکرلیک یا PMMA استفاده شد که در اصطلاح تجاری با نام پلکسی گلاس^۲ شناخته می شود. این ماده در کارهای هنری بویژه حجم سازی و مجسمه سازی مورد استفاده قرار می گیرد و در صنعت نیز کاربرد فراوان دارد. پلکسی گلاس شامل ترکیبات آلی با ماده اصلی ذغال و نفت مانند اسید هیدروسیانیک، متانول و استون می باشد. تأثیر متقابل این مواد با آب و هوا سبب تولید گازهایی می شود که به نوبه خود تحت فشار به مایع روشن و بیرنگ با چسبندگی و الاستیسیته خاص، و ظاهری شبیه آب تبدیل می شود و با ریختن مایع مخصوصی، رزین آکرلیک، به شکل جامد در می آید [۱]. پلکسی گلاس از نظر جذب اشعه شبیه بافت نرم عمل می کند و براساس آنچه در منابع آمده است، برای اندازه گیری دز اشعه به عنوان ماده معادل بافتهای نرم بدن از آن استفاده می شود [۴].

برحسب حجمی از نخاع که در میدان تابش قرار دارد، متفاوت است، ولی بطور کلی دز نخاع را بایستی تا حد ۴۵ گری در ۲۲ تا ۲۵ جلسه محدود کرد. با این رژیم درمانی احتمال بروز آسیب جدی نخاعی کمتر از ۰/۲٪ است [۳].

در تکنیک معمول پرتودرمانی سرطان مری فوقانی با دستگاه پرتو درمانی کبالت-۶۰ می توان برای خارج کردن نخاع از دو فیلد مایل قدامی استفاده کرد [۲]، اما از آنجا که ضخامت بافت ناحیه گردن در طول فیلد یکسان نیست و نیز مسیر نخاع مستقیم نبوده و تحذب قدامی دارد، احتمال اینکه در فیلدهای مایل قدامی با زوایای معمول، نخاع (بویژه بخش فوقانی آن) کاملاً در فیلد درمان قرار گیرد، بسیار زیاد است و در واقع این امر یکی از معضلات این تکنیک درمانی (حتی در صورت استفاده از دستگاه شبیه ساز) می باشد. لذا ارائه یک تکنیک درمانی مناسب از طریق پیدا کردن زوایای تابشی بهینه با استفاده از نتایج اندازه گیری دز نخاع به کمک فانتوم و نیز استفاده از جبران کننده های بافتی مناسب، بسیار ضروری خواهد بود. هدف از این تحقیق برآورد دز دریافتی مری و نخاع ناحیه گردن با استفاده از اندازه گیری دز به کمک فانتوم و محاسبه و مقایسه این دو روش و نیز معرفی یک تکنیک پرتودرمانی بهینه با توجه به نتایج اندازه گیریها و محاسبات است، به طوریکه دز دریافتی نخاع در تکنیک جدید به حداقل ممکن برسد، ضمن آنکه بخشهای مختلف حجم مورد درمان (مری گردنی) نیز توزیع دز کافی و یکنواختی داشته باشند.

در این مطالعه از فانتوم معادل بافت نرم استفاده گردید، زیرا در محدوده انرژی پرتوهای مورد استفاده در این تحقیق

1- Compton Effect
2- Plexiglass

ارزیابی دز نخاع گردنی در فانتوم معادل

آن نیز در محدوده ۲۰ تا ۲۵ فرض می شود اگر وزن فرد چاق را ۸۵ کیلوگرم فرض کنیم، ملاحظه خواهیم کرد که:

$$BMI = \frac{85}{(1.7)^2} = 29.4 \text{ (فرد چاق)}$$

و اگر فرد لاغر را ۵۵ کیلوگرم فرض کنیم خواهیم داشت:

$$BMI = \frac{55}{(1.7)^2} = 19 \text{ (فرد لاغر)}$$

با معلوم بودن اندازه های فرد متوسط برای بدست آوردن ابعاد فرد چاق و لاغر از یک تناسب ساده استفاده شد. می دانیم که افزایش حجم برشی از بدن (با ثابت در نظر گرفتن ضخامت برش و ضخامت اسلایس های CT) فقط موجب افزایش در طول و عرض مقاطع بدن می شود. حال اگر وزن فرد چاق را بر وزن فرد متوسط تقسیم کنیم و از آن جذر بگیریم $(\sqrt{\frac{85}{70}})$ و حاصل عبارت را در مساحت هر کدام از مقاطع طراحی شده فرد متوسط ضرب کنیم، مساحت مقاطع جدید مربوط به ابعاد فرد چاق بدست می آید.

همین شیوه نیز برای بدست آوردن مقاطع بدن فرد لاغر مورد استفاده قرار گرفت. بدین ترتیب که:

$$\text{مساحت مقطع فرد متوسط} \times \sqrt{\frac{55}{70}} = \text{مساحت هر مقطع فرد لاغر}$$

برای ساخت فانتومها از ورقهای پلکسی گلاس به ضخامت ۲ سانتی متر استفاده شد، بدین صورت که با مشخص کردن مقاطع عرضی فانتوم در فواصل ۲ سانتی متر و برش ورق های پلکسی گلاس به شکل مقاطع مورد نظر بوسیله دستگاه برش کامپیوتری (CNC) و روی هم چسباندن این مقاطع با چسب مخصوص پلکسی گلاس، فانتومها به شکل نهایی تهیه گردیدند

۲-۲- طراحی فانتوم

در این مطالعه سه عدد فانتوم در اندازه های متفاوت با توجه به اندازه بیماران چاق، متوسط و لاغر ساخته شد. مبنای تقسیم بندی این بیماران پارامتر BMI^۱ یا ضریب توده بدن می باشد که عبارت است از: نسبت جرم بدن بر حسب کیلوگرم به مجذور قد وی بر حسب متر یا $(BMI = \frac{mass}{(height)^2} = \frac{kg}{m^2})$ و مقدار مناسب یا نرمال آن بین ۲۰ تا ۲۵ می باشد. لازم به ذکر است یک مرد مرجع^۲ دارای قد ۱۷۰ سانتیمتر و وزن ۷۰ کیلوگرم است که BMI برای وی در محدوده (۲۰ تا ۲۵) خواهد بود. $\frac{55}{(1.7)^2}$

به منظور طراحی فانتوم متوسط از اندازه های نمونه ای از مرد مرجع ساخت شرکت Alderson Research Laboratories موجود در گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد استفاده گردید. ابتدا از مقطع مورد نظر از این فانتوم توموگرافی کامپیوتری (CT scan) تهیه شد و سپس با توجه به کلیشه های CT و نیز از روی کاتالوگ شرکت سازنده آن، مقاطع میانگین یابی گردید و با طراحی کامپیوتری به کمک نرم افزار COREL DRAW 8 برش های مورد نظر از جنس PMMA ساخته شد. علیرغم آن که قد بیماران چاق، متوسط و لاغر متفاوت است در این مطالعه قد افراد یکسان در نظر گرفته شد و تنها معیار وزن، مورد توجه قرار گرفت. به همین لحاظ با توجه به اینکه وزن مرد متوسط (Reference Man) ۷۰ کیلوگرم می باشد و BMI

1- Body Mass Index
2- Reference Man

(شکل ۱). لازم به یادآوری است در بررسی که روی میزان جذب ورقهای پلکسی گلاس انجام شد، تفاوت محسوسی بین ضریب جذب چند لایه پلکسی گلاس که با ضخامتهای مختلف روی یکدیگر با کلروفرم چسبانده شده بودند با ورقه های مجزا و با ضخامت یکسان وجود نداشت. نتیجه ای که از این بررسی گرفته شد نشاندهنده تاثیر ناچیز کلروفرم و حبابهای بدام افتاده هوا در حین چسباندن لایه ها، در جذب اشعه می باشد. برای اندازه گیری دز در نقاط مورد نظر در داخل فانتوم چاهکهایی در موقعیت نخاع و مری جهت جاگذاری تراشه های TLD ایجاد گردید، سپس توسط دستگاه تراش، میله هایی با قطر ۷ میلیمتر و طول مناسب، از جنس PMMA طراحی و ساخته شد، به طوریکه این میله ها بتوانند فضای خالی ایجاد شده توسط چاهکها را کاملاً پر نمایند. همچنین بر روی این میله ها شکافهایی در موقعیت مری و نخاع جهت جاگذاری تراشه های TLD در آنها، بگونه ای ایجاد گردید که با قرارگرفتن این میله ها درون چاهکهای ایجاد شده، شکافهای مزبور و TLD های جاگذاری شده در آنها دقیقاً در موقعیت مری و نخاع قرار گیرند.

۲-۳- روش اندازه گیری دز

برای اندازه گیری دز از تجهیزات زیر در این مطالعه استفاده شد:

- دستگاه پرتودرمانی کبالت-۶۰، مدل Theratron 780 ساخت کارخانه AECL کشور کانادا
- تراشه های TLD، از جنس $Ti, LiF:Mg$ با نام تجارتي TLD-100 [۵].

- دستگاه TLD Reader مدل ۳۵۰۰، ساخت شرکت Harshaw
- فانتوم از جنس پلکسی گلاس
در هر فانتوم ۳ چاهک برای گذاشتن ۶ عدد تراشه TLD بطور همزمان (دو عدد در مری و نخاع فوقانی، دو عدد در مری و نخاع میانی و دو عدد در مری و نخاع تحتانی) در شکاف میله هایی که به همین منظور طراحی شده بودند، تعبیه گردید. سپس برای هر Set-up درمانی، ۶ عدد TLD بطور همزمان تحت تابش قرار گرفتند. پارامترهای عمده یک Set-up که بمنظور تابش فانتومها مورد استفاده قرار گرفتند، بشرح زیر است:

اندازه میدان، میدان مؤثر، دز روزانه (Fraction Dose)، ضخامت و شکل ناحیه درمان، نوع وج، زمان درمان، زوایای چرخش سر دستگاه که برای هرکدام از فانتوم های چاق، متوسط و لاغر، بسته به موقعیت تومور و فاصله آن از سطح فانتوم، مقادیر مختلفی می باشند (در هر سه فانتوم برای Set-up های مایل، ابعاد میدان 6×21 بوده ولی برای Set-up قدام و خلف در فانتوم لاغر ابعاد میدان 17×21 ؛ در فانتوم متوسط $19/3 \times 19/3$ و فانتوم چاق 22×22 می باشد).

پس از انجام تابش براساس پارامترهای هر Set-up، تراشه های TLD تابش دیده برداشته و تراشه های جدید جایگزین شدند و دوباره با شرایط جدید تابش انجام گردید. در این تحقیق همزمان با اندازه گیریهای عملی دز، محاسبه دز نخاع و مری به روش تئوری نیز با استفاده از

گرفتند. به این ترتیب در مجموع تابش دهی در سی Set-up مختلف که هرده Set-up مخصوص یکی از فانتومها بود، انجام شد. در مجموع تعداد ۱۸۰ تراشه TLD-100 تابش دیده و سپس قرائت گردیدند. پس از قرائت تمام TLDها، مقادیر دز بدست آمده در فاکتور $((\mu_{en}/\rho_{H_2O})/(\mu_{en}/\rho_{PMMA}))$ ضرب گردید تا تمام مقادیر اندازه گیری شده بر حسب ضریب جذب جرمی انرژی آب نرمال سازی گردند. در این گزارش بخشی از نتایج حاصل از این اندازه گیریها و محاسبات ارائه شده است (جدول ۱ تا ۴، نمودار ۱ و ۲ و شکل ۱).

اطلاعات موجود در جداول درصد دز عمقی و چارت های ایـزودز و بـه روش طراحی درمـان (Treatment planning) دستی انجام گردید.

۳- نتایج

تعداد ده Set-up برای هر کدام از فانتومها تعریف گردید و برای هر یک از آنها در مرکز میدان کنتور بیمار تهیه و از طریق طراحی درمان، توزیع دز و درصدهای دز عمقی مربوط به نخاع و مری و نیز زمان درمان محاسبه گردید. سپس هریک از فانتومها مطابق Set-up های مورد نظر و با توجه به زمان درمان محاسبه شده، تحت تابش قرار

جدول ۱- مقایسه دز کلی اندازه گیری شده نخاع و مری با آزمون t-test

شاخص آماری عضو	میانگین دز (rad)	انحراف معیار
نخاع	۱۳۰/۳۰	۷۷/۵۱
مری	۱۹۶/۹۷	۳۵/۱۷
نتیجه آزمون	P- Value < ۰/۰۰۱ t = -۷/۴۳	

جدول ۲- مقایسه میانگین دز اندازه گیری شده نخاع و مری در Set-up های مختلف هر سه فانتوم بر حسب موقعیت تراشه های TLD با آزمون t-test

نتیجه آزمون t-test	دز مری (rad)		دز نخاع (rad)		عضو
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	شاخص موقعیت
t = -۰/۹۳۲ P-Value = ۰/۳۵۵	۲۵/۴۱	۲۲۹/۷۶	۴۴/۲۷	۲۲۱/۰۸	فوقانی
t = -۱۲/۸۷۵ P-Value = ۰/۰۰۰	۱۴/۱۳	۲۰۴/۱۶	۴۳/۷۹	۹۶/۰۱	میانی
t = -۱۱/۲۰۴ P-Value = ۰/۰۰۰	۱۱/۴۲	۱۵۶/۹۸	۳۹/۰۱	۷۳/۸۳	تحتانی
	F = ۱۲۵/۷۳۲ P-Value < ۰/۰۰۱		F = ۱۰۵/۰۸۲ P-Value < ۰/۰۰۱		نتیجه آزمون آنالیز واریانس

جدول ۳- مقایسه میانگین دز اندازه‌گیری شده نخاع و مری در Set-up های مختلف بر حسب آزمون T-test

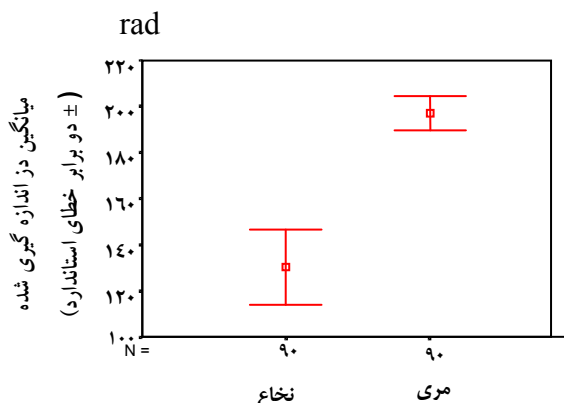
نتیجه آزمون T-test	دز مری (rad)		دز نخاع (rad)		عضو شاخص Set-up
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
t = ۱/۷۰ P-Value = ۰/۱۲	۱۶/۸۵	۱۹۴/۴۱	۲۷/۴۶	۲۰۴/۲۶	۱
t = ۴/۵۳ P-Value = ۰/۰۰۲	۳۸/۷۸	۱۹۹/۶۸	۸۱/۷۹	۱۱۶/۸۳	۲
t = ۳/۰۸ P-Value = ۰/۰۱۵	۳۱/۴۹	۱۹۸/۰۴	۹۸/۶۸	۱۲۳/۳۴	۳
t = ۳/۰۲ P-Value = ۰/۰۱۶	۳۷/۲۴	۱۹۰/۲۵	۹۰/۲۶	۱۲۰/۶۱	۴
t = ۵/۱ P-Value = ۰/۰۰۱	۳۹/۲۱	۱۹۷/۰۵	۷۲/۴۹	۱۳۵/۶۴	۵
t = ۳/۱ P-Value = ۰/۰۱۴	۳۱/۰۰	۱۹۲/۴۳	۷۶/۹۹	۱۳۷/۵۲	۶
t = ۲/۰۶ P-Value = ۰/۰۲۹	۳۰/۱۹	۱۹۵/۱۰	۱۰۱/۴۵	۱۲۵/۸۵	۷
t = ۴/۱ P-Value = ۰/۰۰۳	۴۱/۸۹	۱۹۶/۶۴	۶۹/۲۷	۱۱۵/۸۱	۸
t = ۵/۸ P-Value < ۰/۰۰۱	۴۴/۴۵	۲۰۷/۳۱	۵۹/۳۲	۱۱۰/۹۸	۹
t = ۵/۷ P-Value < ۰/۰۰۱	۴۷/۲۶	۱۹۹/۷۵	۶۳/۷۶	۱۱۲/۲۱	۱۰

جدول ۴- مقایسه دز محاسبه‌ای و اندازه‌گیری شده نخاع در Set-up های مختلف بر حسب آزمون t-test

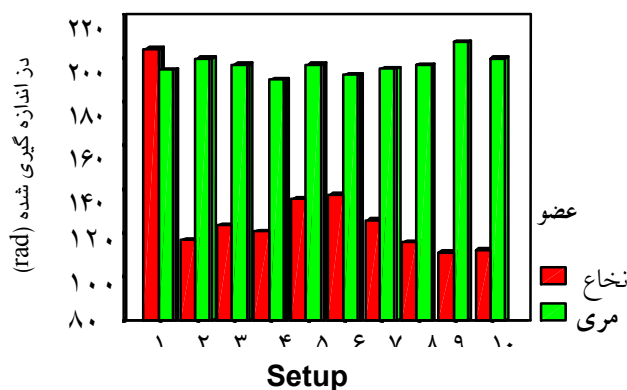
نتیجه آزمون t-test	دز اندازه‌گیری شده (rad)		دز محاسبه‌ای (rad)		نوع داده شاخص Set-up
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
t = ۲ P-Value = ۰/۱۷۴	۱۰/۴۴	۲۱۳/۱۸	۸/۴۴	۱۹۴/۹۳	۱
t = ۰/۳۴۳ P-Value = ۰/۷۶۵	۱۵/۵۲	۸۷/۸۵	۱۲/۱۵	۸۵/۴۶	۲
t = ۱/۱۸۷ P-Value = ۰/۳۵۷	۴/۴۱	۷۶/۲۳	۴۱/۰۸	۴۵/۷۷	۳
t = ۰/۸۴۳ P-Value = ۰/۴۸۸	۱۸/۶۷	۷۳/۲۷	۳۹/۹۵	۴۴/۸۷	۴
t = ۳/۲۷۷ P-Value = ۰/۰۸۲	۱۴/۰۷	۱۱۳/۲۴	۱۰/۱۵	۷۱/۴۲	۵
t = ۱/۱۶ P-Value = ۰/۳۶۵	۱۵/۸۳	۱۰۷/۲۷	۱۸/۱۶	۸۴/۹۷	۶
t = ۰/۶۲ P-Value = ۰/۵۹۹	۹/۰۱	۷۴/۸۸	۴۸/۵۵	۵۴/۸۱	۷
t = ۱/۱۲ P-Value = ۰/۳۷۸	۶/۸۰	۷۲/۱۴	۴۱/۰۸	۴۵/۷۷	۸
t = ۰/۷۸۱ P-Value = ۰/۵۱۶	۱۲/۷۹	۶۷/۴۸	۳۹/۹۵	۴۴/۸۷	۹
t = ۰/۵۴۳ P-Value = ۰/۶۴۲	۱۴/۶۸	۷۴/۵۱	۴۸/۵۵	۵۴/۸۱	۱۰

ارزیابی دز نخاع گردنی در فانتوم معادل

برخی از این نتایج، نتایج اولیه مربوط به اندازه گیریهای دز در تک تک Set-up ها است در حالیکه بقیه آنها در ارتباط با نتیجه گیری کلی میزان دز محاسباتی و اندازه گیری شده در تمامی Set-up ها می باشد. در Set-up های مختلفی که روی فانتومها انجام شد بصورت عملی مشاهده گردید که تفاوت زیادی بین میانگین دز کلی نخاع و دز کلی مری (صرف نظر از تفاوت در مقدار BMI و موقعیت تراشه ها) وجود دارد ($P < 0.001$ جدول (۱)). این نتیجه حاکی از دقت مطلوب Set-up ها و مناسب بودن زاویه چرخش سر دستگاه می باشد. با توجه به نمودار (۱) مشاهده می شود که پراکندگی دز در نخاع بیشتر از پراکندگی دز در مری است زیرا ناحیه اصلی درمان مری است و بایستی توزیع دز در آن یکنواخت باشد. از طرفی چون سعی شده است نخاع حتی المقدور خارج از فیلد درمانی قرار گیرد می توان اظهار داشت سهم عمده دز نخاع گردنی (بویژه در قسمت فوقانی و تحتانی آن) ناشی از پرتوهای پراکنده (اسکتر) می باشد، ضمن اینکه در قسمت فوقانی، نخاع تا حدی در فیلد مستقیم تابش نیز قرار می گیرد. لازم به ذکر است هنگام پرتودهی هر یک از فانتومها جهت موازی قرار گرفتن موقعیت فانتوم (امتداد سر و گردن) نسبت به تخت به طور معمول، یک مکعب از جنس پلی استایرن^۱ با ارتفاع ۵ سانتیمتر زیر گردن فانتوم قرار داده شد.



نمودار ۱- مقایسه میانگین کل دز اندازه گیری شده نخاع و مری بر اساس سطح اطمینان ۹۵%



نمودار ۲- میانگین دز اندازه گیری شده نخاع و مری در Set-up های مختلف



شکل ۱- تصویر فانتومها پس از اینکه روی آنها تراش و پولیش نهایی صورت گرفته است. از سمت چپ به ترتیب: چاق، متوسط و لاغر

1- Polystyrene

۴- بحث و نتیجه گیری

آزمون آنالیز واریانس نشان می دهد که از لحاظ دز جذبی تفاوت زیادی میان نخاع یا مری بر حسب موقعیت قرار گرفتن TLD ها در قسمت فوقانی، میانی و تحتانی وجود دارد. این نتیجه مبین آن است که تفاوت در شکل بدن از موقعیت فک تحتانی تا جناق سینه تأثیر زیادی در مقدار دز جذبی دارد. با توجه به اینکه در هر سه فانتوم اختلاف میانگین دز مری و نخاع معنادار است (به استثنای Set-up اول)، می توان نتیجه گرفت که این اختلاف مستقل از BMI بوده و تنها به فاصله مری و نخاع از یکدیگر بستگی دارد. از طرفی نتیجه آزمون مذکور مطابق جدول (۲) نشان می دهد که اختلاف معناداری بین میانگین دز اندازه گیری شده مری در سه فانتوم وجود ندارد. همچنین این امر در مورد اندازه گیری های دز نخاع در سه فانتوم نیز صادق است و این نتیجه نشان دهنده آن است که Set-up های اجرا شده در این تحقیق با توجه به ابعاد و شکل بدن و اطلاع از موقعیت مری و نخاع در هر کدام از فانتومها، به طور صحیح طراحی گردیده است. در آزمونی که به روش Pair t-test بین میانگین دز اندازه گیری شده نخاع و مری در Set-up های مختلف انجام گرفت نتیجه نشان داد که تنها در Set-up اول (تکنیک قدام-خلف)، دز جذبی نخاع و مری با یکدیگر تفاوت ندارند و در سایر Set-up ها که به روش مایل قدامی تابش دهی انجام گرفته است، اختلاف معنادار است (جدول ۳).

با توجه به نتایج آزمون t-test که برای هر Set-up در سه فانتوم بین دز اندازه گیری شده و محاسباتی بعمل آمد، در هیچ یک از Set-up ها اختلاف معنادار بین دز محاسبه شده و اندازه گیری شده مشاهده نگردید (جدول ۴).

تعداد سه Set-up از ده Set-up برای هر فانتوم تکرار Set-up های قبلی بود. بعبارت دیگر Set-up شماره ۸ تکرار Set-up شماره ۳، Set-up شماره ۹ تکرار Set-up شماره ۴، Set-up شماره ۱۰ تکرار Set-up شماره ۷ برای هر سه فانتوم بود. تنها تفاوت این Set-up ها جابجایی میدان از قسمت فوقانی گردن به سمت پا می باشد. به این منظور تنها اقدام ممکن این بود که هنگامی که سر دستگاه بصورت مایل قرار دارد مقداری سر تخت را بطرف سر دستگاه جابجا کنیم تا آنجا که ناحیه درمان از فیلد خارج نشود. در این آزمایش زاویه ۱۵° زاویه بهینه برای نیل به این هدف بود. نتایج این آزمون در نمودار (۲) قابل مشاهده است. اگر Set-up شماره ۴ و شماره ۹ را با یکدیگر مقایسه کنیم، ملاحظه می شود که دز نخاع در Set-up شماره ۹ از دز نخاع در Set-up شماره ۴ کمتر است. در عین حال دز مری در Set-up شماره ۹ از دز مری در Set-up شماره ۴ بیشتر است. این بدین معناست که با جابجا کردن میدان اشعه به سمت پا در امتداد عمود بر زاویه چرخش گانتری، نخاع بیشتر شیلد شده در عین حال ناحیه درمان (مری) نیز دز بیشتری را جذب کرده است.

جدول ۵ - عنوان Set-up های ده گانه برای فانتوم چاق

شماره Set-up	نوع Set-up	اندازه میدان (سانتی متر)	میدان مؤثر (سانتی متر)	دز تومور در هر جلسه (rad)	فاصله قدام و خلف (سانتی متر)	OA*	زاویه وچ	زمان درمان	زاویه عمود	زاویه راست	توضیحات
۱	قدام-خلف	۲۲ × ۲۲ (Pb)	۱۶/۱	۲۰۰	۱۹	----- --	-	۱/۰۹	-	-	-
۲	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۴۵°	۲/۰۴	۴۹°	۴۹°	-
۳	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۴۵°	۲/۱۳	۵۷°	۵۷°	-
۴	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۳۰°	۱/۹۰	۵۷°	۵۷°	-
۵	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۳۰°	۱/۸۵	۴۹°	۴۹°	-
۶	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۶۰°	۲/۵۲	۴۹°	۴۹°	-
۷	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۶۰°	۲/۶۷	۵۷°	۵۷°	-
۸	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۴۵°	۲/۱۳	۵۷°	۵۷°	۱۵° درجه چرخش به سمت پا
۹	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۳۰°	۱/۹۰	۵۷°	۵۷°	۱۵° درجه چرخش به سمت پا
۱۰	دو میدان ابلیک قدامی	۱۷ × ۲۱	-----	۲۰۰	-----	۶/۶	۶۰°	۲/۶۷	۵۷°	۵۷°	۱۵° درجه چرخش به سمت پا

* OA فاصله قدام تا مرکز Outline می باشد.

۵- تشکر و قدردانی

بدینوسیله از معاونت محترم پژوهشی و اعضای شورای پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد که با انجام این تحقیق موافقت فرمودند و نیز از جناب آقای محمد حسن لاکی کارشناس محترم بخش رادیوتراپی بیمارستان قائم (عج) به دلیل کمک در انجام تابش ها، جناب آقای مهندس شریعتی جهت طراحی نرم افزاری

فانتومها، جناب آقای عباس نورایی و جناب آقای طیبی و جناب آقای بهزاد غراب جهت ساخت و پرداخت نهایی فانتومها تشکر و قدردانی می گردد.

منابع

۱- پانچ کلارنس، آکرلیک و کاربرد آن در هنر و صنعت، ترجمه حشمتا... صباغی، کارگاه هنر، ۱۳۶۹.

- 2- Fisher SA, Brady LW. Esophagus. In: Prez CA, Brady LW, editors. Principles and practice of radiation oncology. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 2002. P.1241-58.
- 3- Roth JA, Lichter AS, Putnam JB, Forastiere AA. Cancer of the esophagus. In: Devita VT, Helman S, Rosenberg SA, editors. Cancer: Principles and practice of oncology. 4th ed. Philadelphia: JB Lippincott press; 1998. P.776-817.
- 4- Khan F. The physics of radiation therapy. 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins publishers; 2003.
- 5- Harshaw TLD thermoluminescence dosimetry, Materials and assemblies. Bicon NE 6801, Cochran road, Solon OH 44139, U.S.A.