

## مقایسه دوزیمتریک در دو روش پرتودرمانی مغزی نخاعی برای بهینه کردن درمان

حمیدرضا باغانی<sup>۱\*</sup>، سید محمودرضا آقامیری<sup>۲</sup>، حسین قرائتی<sup>۳</sup>، سید ربیع مهدوی<sup>۴</sup>

- ۱- دانشجوی دوره دکتری مهندسی هسته ای- پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران
- ۲- دانشیار گروه پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران
- ۳- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
- ۴- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۸/۱۱/۱۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۲/۱۵

### چکیده

**مقدمه:** میدان‌های تابشی متعامد میدان‌هایی هستند که محور مرکزی آنها بر یکدیگر عمود است. نمونه ای از این میدان‌ها، میدان‌های متعامد مغزی نخاعی هستند که برای پرتودرمانی بیماری مدولوبلاستوما به کار می‌روند. میدان‌های تابشی مغزی نخاعی شامل دو میدان جانبی متقابل برای پرتوهای مغز و یک یا دو میدان پشتی نخاعی برای پرتوهای طناب نخاعی می‌باشد. مسئله اصلی در استفاده از این میدان‌های ترکیبی، همپوشانی میدان‌ها در محل اتصال آنها می‌باشد. بنابراین تنظیم میدان‌های تابشی در این نوع پرتودرمانی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و می‌تواند در کاهش اثرات جانبی ناشی از پرتودرمانی تأثیر عمده‌ای داشته باشد. در این کار از دو تنظیم مختلف برای پرتودرمانی مغزی نخاعی استفاده شد و توسط دوزیمتری در هر تنظیم در محل اتصال میدان‌های تابشی مغزی و نخاعی و اندام‌های در خطر، نتایج حاصل از هر دو تنظیم با یکدیگر مقایسه شد.

**مواد و روشها:** هر یک از دو تنظیم بطور جداگانه بر روی فانتوم راندو انجام شد. در تنظیم اول، چیدمان میدان‌های تابشی بدون چرخش تخت درمان و کلیماتورهای میدان‌های مغزی و در تنظیم دوم با استفاده از چرخش تخت درمان و کلیماتورهای میدان‌های مغزی انجام شد. برای دوزیمتری از دوز سنج‌های گرمالیانی GR-200 و برای پرتودرمانی از شتابدهنده خطی الکترون واریان مدل C/D ۲۱۰۰ استفاده شد.

**نتایج:** نتایج حاصل از دوزیمتری در حجم بالینی هدف مغزی، محل اتصال میدان‌های تابشی مغزی و نخاع بالایی، تیروئید و قلب در تنظیم اول به ترتیب برابر ۱۰۵، ۱۶۸، ۴۶ و ۴۴ سانتی‌گری و در تنظیم دوم به ترتیب برابر ۱۰۶، ۱۴۰، ۴۸ و ۴۴ سانتی‌گری و دوز جذب شده توسط گنادها در هر دو تنظیم ناچیز بود.

**بحث و نتیجه‌گیری:** نتایج حاصل از دوزیمتری در هر دو تنظیم نشان داد که زاویه دادن به تخت و کلیماتورهای میدان‌های مغزی از هم پوشانی میدان‌های تابشی جلوگیری کرده و اثرات جانبی ناشی از پرتودرمانی را کاهش می‌دهد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۲، پیاپی (۲۷)، تابستان ۸۹: ۸-۱)

**واژگان کلیدی:** میدان‌های متعامد، پرتودرمانی مدولوبلاستوما، میدان‌های مغزی نخاعی، فانتوم راندو، دوزیمتر گرمالیانی

\* نویسنده مسؤول: حمیدرضا باغانی

آدرس: گروه پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران.  
hbaghani2007@yahoo.com

تلفن: ۲۹۹۰۲۵۴۱-۹۸ (۲۱) + دورنگار: ۲۲۴۳۱۷۸۰-۹۸ (۲۱) +

## ۱- مقدمه

میدان های تابشی متعامد، میدان هایی هستند که محور مرکزی میدان های تابشی بر یکدیگر عمود هستند. [۱] نمونه ای از این میدان های متعامد، میدان های متعامد مغزی نخاعی<sup>۱</sup> هستند که برای پرتودرمانی بیماری مدولوبلاستوما<sup>۲</sup> به کار می روند. در این بیماری تومور در حفره خلفی مغز و در ناحیه مخچه شکل گرفته و با توجه به مجاورت مخچه با بطن چهارم مغزی، این ناحیه را نیز درگیر می کند. با توجه به این که مایع مغزی نخاعی از داخل بطن چهارم مغزی عبور می نماید، سلول های تومورال از طریق مایع مغزی نخاعی تمام مغز و نخاع را درگیر می نمایند. [۲] به همین دلیل حجم بالینی هدف<sup>۳</sup> (حجم توده تومور به طور معمول با ناحیه ای از بافت نرم احاطه می شود که احتمال نفوذ تومور در آن با گسترش میکروسکوپی غیر قابل تشخیص در معاینات بالینی وجود دارد. لذا باید حجم های اضافی با فرض گسترش غیر قابل تشخیص در معاینات بالینی، برای نواحی نظیر غدد لنفاوی در نظر گرفت. حجم های مذکور، حجم بالینی هدف در نظر گرفته می شود. [۱]) در این بیماری شکل نامنظمی داشته و شامل تمام مغز و نخاع می گردد، بنابراین با استفاده از یک میدان تابشی نمی توان تمام حجم بالینی هدف را پوشش داد و باید از چند میدان تابشی استفاده شود. برای پوشش حجم هدف مغزی از یک جفت میدان مغزی متقابل و برای پوشش حجم هدف نخاعی از یک میدان پشتی نخاعی استفاده می شود. [۳] البته در حالت کلی طول نخاع تعیین کننده تعداد میدان های تابشی نخاعی می باشد. چنانچه طول نخاع کمتر از ۴۰ سانتی متر باشد، برای پوشش کامل نخاع از یک میدان و چنانچه طول نخاع از ۴۰ سانتی متر بزرگتر باشد از دو یا سه میدان نخاعی استفاده می شود. [۴] مسئله اصلی در استفاده از این ترکیب میدان ها، همپوشانی این میدان ها در محل اتصال

آنها بوده و بنابراین تنظیم این میدان های تابشی در پرتودرمانی مغزی نخاعی از اهمیت ویژه ای برخوردار است و می تواند در کاهش اثرات جانبی ناشی از پرتودرمانی تاثیر عمده ای داشته باشد. با توجه به حدود میدان های تابشی مغزی و نخاعی، محل اتصال این میدان ها متفاوت خواهد بود. هر چند که حدود این میدان های درمانی تابعی از مشخصات فیزیکی بیمار است و برای هر بیمار تغییر می نماید، اما به طور کلی حدود میدان های درمانی در این نوع پرتودرمانی به صورت زیر هستند: [۵]

## حدود میدان های مغزی

فوقانی: با حاشیه کافی در هوا (چنانچه میدان پشتی نخاعی در تماس با میدان مغزی قرار داده شود و تغییر محل اتصال میدان ها بدون تغییر مراکز میدان ها انجام شود، لازم است که حاشیه فوقانی میدان های مغزی در هوا به گونه ای باشد که هنگام بستن کلیماتورهای میدان مغزی برای جا به جا کردن محل اتصال میدان ها، میدان مغزی باز هم تمام حجمه را پوشش دهد.

تحتانی: شامل صفحه غربالی و حفره گیجگاهی زیر پیشانی تا سطح مهره دوم گردنی از پشت.

خلفی: با حاشیه کافی در هوا.

قدامی: با حاشیه کافی در هوا برای پوشاندن حجمه.

حدود میدان تابشی نخاعی

فوقانی: در تماس با لبه تحتانی میدان تمام مغز.

تحتانی: زیر مهره دوم خاجی.

جانبی: تمامی تنه های مهره ای با یک سانتی متر حاشیه.

بنابراین ملاحظه می شود که با این تنظیم، میدان های تابشی مغزی و میدان تابشی نخاعی با یکدیگر همپوشانی کرده و باعث ایجاد لکه های داغ در ناحیه نخاع گردنی و بافت های نرم جانبی گردن می شوند (شکل ۱) [۳].

<sup>1</sup> Craniospinal

<sup>2</sup> Medulloblastoma

<sup>3</sup> Clinical Target Volume (CTV)

## روش دوم

در این روش از یک تنظیم جدید برای پرتودرمانی مغزی نخاعی استفاده می شود. با توجه به اینکه لکه های داغ بواسطه واگرایی میدان های تابشی مغزی و نخاعی به داخل یکدیگر بوجود می آیند، می توان با یک تنظیم جدید بر مبنای محاسبات هندسی واگرایی میدان ها به داخل یکدیگر را حذف نمود. برای این کار از روش های چرخش تخت برای میدان های مغزی، برای جلوگیری از واگرایی میدان های تابشی مغزی به داخل میدان تابشی نخاعی و چرخش کلیماتورهای میدان های مغزی برای جلوگیری از واگرایی میدان تابشی نخاعی به داخل میدان های تابشی مغزی استفاده می شود. زوایای چرخش تخت و کلیماتورهای میدان های مغزی تابعی از پارامترهای فیزیکی میدان های درمانی بوده و با استفاده از روابط هندسی می توان این زوایا را محاسبه نمود. [۱]

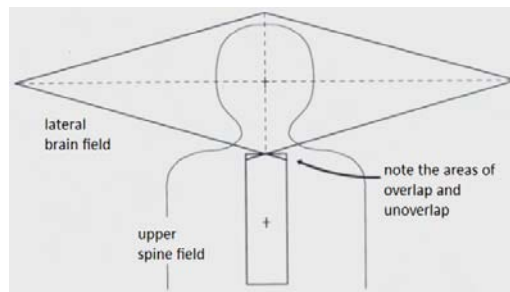
$$\theta_{coll} = \arctan\left(\frac{1}{2}l_1 \frac{1}{SSD}\right) \quad (1)$$

$$\theta_{couch} = \arctan\left(\frac{1}{2}l_2 \frac{1}{SAD}\right) \quad (2)$$

در اینجا  $l_1$  طول میدان تابشی نخاعی و  $l_2$  طول میدان تابشی مغزی است. این روابط با این فرض که برای پرتودرمانی مغز از روش SAD<sup>1</sup> و برای پرتودرمانی نخاع از روش SSD<sup>2</sup> استفاده شده، محاسبه شده اند. در این کار از دو تنظیم مختلف برای پرتودرمانی مغزی نخاعی استفاده شد و توسط دوزیمتری در هر تنظیم در محل اتصال میدان های تابشی مغزی و نخاعی و اندام های در خطر، نتایج حاصل از هر دو تنظیم با هم مقایسه شد.

## ۲- مواد و روشها

همانطور که مطرح شد، در پرتودرمانی مغزی نخاعی، مهمترین مباحث، اندازه گیری دوز در محل اتصال میدان های تابشی و دوز جذب شده در اندام های در خطر می

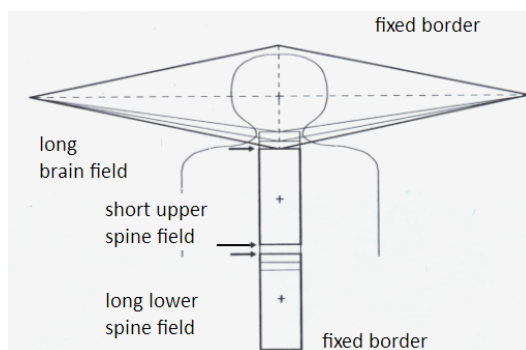


شکل ۱- تنظیم میدان های تابشی مغزی و نخاعی و همپوشانی میدان ها در ناحیه گردنی [۳]

مسئله اصلی حذف این لکه های داغ و کاهش اثرات جانبی ناشی از پرتودرمانی می باشد که برای این کار می توان از دو روش استفاده نمود.

## روش اول

در این روش، در طول دوره درمان دو تا سه بار محل اتصال میدان های تابشی را تغییر می دهند. [۳، ۶] محل اتصال میدان ها در هر بار معمولاً ۱ تا ۲ سانتی متر به سمت پایین جا به جا می شود (شکل ۲). جابجایی محل اتصال میدان ها با استفاده از تغییر طول میدان ها و ثابت نگه داشتن محور مرکزی میدان ها انجام می شود. با این کار، محل لکه های داغ در طول درمان تغییر کرده و از اضافه دوز گیری یک نقطه جلوگیری می شود. (شکل ۲) با این روش لکه های داغ حذف نمی شوند اما به دلیل تغییر محل لکه های داغ در طول درمان از بالای حد دوز شدن یک ناحیه جلوگیری می شود.



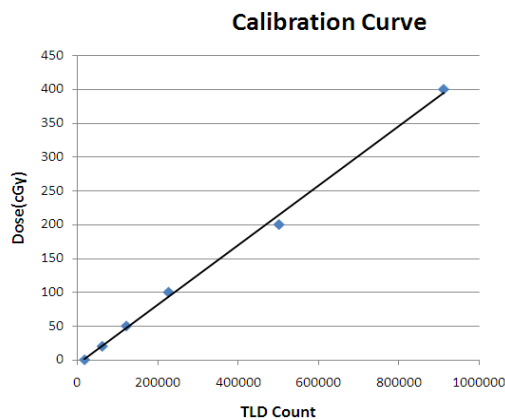
شکل ۲- جا به جا کردن محل اتصال میدان های تابشی مغز و نخاع بالایی به منظور جا به جا کردن محل لکه های داغ [۳]

<sup>1</sup> rce to Axis DistanceSou

<sup>2</sup> Source to Surface Distance

## ۲-۱- دوزیمتری

برای دوزیمتری از کریستال های گرمالیانی GR-200 شامل LiF(Mg,Cu,P) به شکل قرص و به قطر ۴/۵ میلی متر و ضخامت ۰/۸ میلی متر استفاده شد. [۹] در هر تنظیم از ۴۰ دوزیمتر در نواحی مختلف در داخل فانتوم و برای کنترل اشعه زمینه ای از ۴ دوزیمتر استفاده شد. برای استفاده از دوزیمترها، ابتدا ضریب تصحیح بازده (ECC) هر کدام آنها محاسبه شد و سپس منحنی کالیبراسیون دوزیمترهای مورد استفاده بدست آمد. برای بدست آوردن منحنی کالیبراسیون، تعداد ۳۸ دوزیمتر به چند گروه تقسیم شدند و هر گروه در داخل فانتوم مرجع آب تحت تابش مقدار معینی اشعه گامای ماشین  $^{60}Co$  موجود در آزمایشگاه دوزیمتری استاندارد ثانویه (SSDL<sup>۱</sup>) سازمان انرژی اتمی کرج قرار گرفتند. با اندازه گیری پاسخ دوزیمترها منحنی کالیبراسیون دوزیمترهای مورد استفاده به صورت زیر (شکل ۴) بدست آمد.



شکل ۴- منحنی کالیبراسیون دوزیمترهای استفاده شده

برای قرائت TLD ها از قرائت گر TLD مارک Fimel ساخت شرکت PTW استفاده شد. فشار نیتروژن مایع در داخل آن ۱/۱ بار بود و هر TLD در دو مرحله حرارت داده شد. در مرحله اول هر TLD به مدت ۶ ثانیه در دمای ۱۵۵ درجه سانتی گراد حرارت داده شد. این کار برای پایدار کردن پاسخ TLD ها انجام شد. در مرحله دوم که

باشد. در این کار دو تنظیم مختلف برای پرتودرمانی مغزی نخاعی مورد بررسی قرار گرفت.

برای پرتودرمانی از فانتوم نیم تنه راندو استفاده شد. این فانتوم اسکلت نیم تنه مردی به وزن ۷۳/۵ کیلوگرم است که از لاستیک ایزوسیانات به جای بافت نرم در آن استفاده شده و دارای استخوان بندی طبیعی انسان است. [۷] این فانتوم به طور عرضی با فواصل ۲/۵ سانتی متر به ۳۳ اسلایس تقسیم شده که از تمام ۳۳ اسلایس برای پرتودرمانی استفاده شد. در هر اسلایس سوراخ هایی وجود دارد که محل قرار گرفتن دوزیمتر جهت اندازه گیری دوز در تحقیقات پرتودرمانی و رادیوگرافی است. هر اسلایس شامل دو پین در لبه های خود می باشد که توسط این پین ها اسلایس های مختلف فانتوم بر روی یکدیگر قرار گرفته و شکل واقعی فانتوم ساخته می شود (شکل ۳). در این کار برای جلوگیری از باز شدن اسلایس ها از یکدیگر و بوجود آمدن فاصله های هوا بین اسلایس های فانتوم، این فانتوم توسط یک نگهدارنده-که شامل دو صفحه چوبی است که یکی در ابتدای اسلایس اول و یکی در انتهای اسلایس آخر فانتوم قرار می گیرد و توسط چهار میله پلاستیکی به هم متصل می شوند [۸] محاط شد.



شکل ۳- نمای جلویی از فانتوم راندو مورد استفاده در این کار

<sup>1</sup> Secondary Standard Dosimetry Laboratory

## بررسی پرتودرمانی مغزی نخاعی برای بهینه کردن درمان

این دوزیمترها در داخل مغز، محل اتصال میدان های تابشی مغزی و میدان تابشی نخاع بالایی، تیروئید، قلب و گناد ها کاشته شدند. تمام این ارگان ها به جز غدد تناسلی در داخل میدان درمانی قرار دارند. مد نظر است که دوزیمتری جامع در درمان مغزی نخاعی در نیم تنه کامل فانتوم راندو برای اولین بار است که در ایران، انجام می شود و می تواند راهنمای خوبی برای یک متخصص انکولوژی باشد.



شکل ۵- نحوه قرار گرفتن دوزیمترها در داخل فانتوم در ناحیه تیروئید



شکل ۶- پرتودرمانی مغز توسط روش SAD



شکل ۷- پرتودرمانی نخاع توسط روش SSD

همان مرحله قرائت دوزیمترها است، هر TLD به مدت ۳۵ ثانیه در دمای ۲۶۰ درجه سانتی گراد حرارت داده شد.

## ۲-۲- پرتودهی

برای پرتودرمانی مغزی نخاعی از یک شتابدهنده خطی واریان مدل  $2100\text{C/D}$  که قادر به تولید اشعه ایکس با انرژی های ۶ و ۱۸ مگا ولت و باریکه الکترونی با انرژی های ۶، ۹، ۱۲، ۱۵ و ۱۸ مگا الکترون ولت می باشد، استفاده شد. برای پرتودرمانی مغزی نخاعی بیمار می تواند در یکی از دو موقعیت به شکم [۱،۳] یا به پشت [۱۰] قرار گیرد. در این کار فانتوم در موقعیت به شکم برای پرتودرمانی قرار گرفت. در تنظیم اول چیدمان میدان های درمانی بدون چرخش تخت و کلیماتورهای میدان های مغزی صورت گرفت. در تنظیم دوم، چیدمان میدان های متعامد توسط چرخش تخت و کلیماتورهای میدان های مغزی انجام شد. در این تنظیم تخت ۴ درجه (پادساعتگرد) برای میدان جانبی مغزی چپ و ۴ درجه (پادساعتگرد) برای میدان جانبی مغزی سمت راست زاویه داده شد و کلیماتورهای میدان های مغزی به اندازه ۹ درجه (ساعتگرد) چرخانده شدند. با توجه به این که ستون فقرات فانتوم مورد استفاده بزرگتر از ۴۰ سانتی متر بود، از دو میدان تابشی نخاعی برای پوشش کامل نخاع استفاده شد. میدان تابشی نخاع بالایی از مهره اول گردنی تا مهره اول کمری و میدان تابشی نخاع پایینی از مهره دوم کمری تا مهره دوم خاجی بود. میدان های مغزی و میدان نخاع بالایی شامل فوتون های اشعه ایکس ۶ مگا ولت و میدان نخاع پایینی شامل فوتون های اشعه ایکس ۱۸ مگا ولت بود. <sup>1</sup>MU شتابدهنده مورد استفاده به گونه ای تنظیم شد که دوز در مرکز <sup>2</sup>CTV<sup>۱</sup> مغزی و نخاعی (نخاع بالایی و نخاع پایینی) برابر ۱۰۰ سانتی گری گردد. پرتودرمانی مغز توسط روش SAD و پرتودرمانی نخاع توسط روش SSD انجام شد. برای دوزیمتری در هر تنظیم از ۴۰ دوزیمتر استفاده شد که

<sup>1</sup> Monitor Unit

<sup>2</sup> Clinical Target Volume

## ۳- نتایج

نتایج حاصل از دوزیمتری در هر تنظیم به طور مجزا در دو جدول زیر (جدول های ۱ و ۲) نشان داده شده اند.

جدول ۱- دوز جذب شده در هدف های درمان و اندام های در خطر در تنظیم اول (برای تحویل دوز ۱۰۰ سانتی گری به هدف)

محل مورد نظر	بیشینه دوز (سانتی گری)	کمینه دوز (سانتی گری)	معدل دوز جذب شده (سانتی گری)	انحراف معیار
مغز (CTV)	۱۱۴	۱۰۰	۱۰۵	±۰/۱۴
محل اتصال میدان های مغزی و میدان نخاع بالایی (Normal T)	۲۰۰	۱۴۴	۱۶۸	±۰/۲۲
تیروئید (OAR) <sup>۱</sup>	۸۴	۱۰	۴۶	±۰/۲۳
قلب (OAR)	۶۴	۳۶	۴۴	±۰/۱۷
گنادها (OAR)	-	-	ناچیز	-

برای بدست آوردن دوز در اندام های بالا، دوزیمترها در نواحی مختلف در داخل اندام مورد نظر قرار داده شدند و معدل دوز تمام دوزیمترهای قرار داده شده در داخل اندام مورد نظر محاسبه شد.

جدول ۲- دوز جذب شده در هدف های درمان و اندام های در خطر در تنظیم دوم (برای تحویل دوز ۱۰۰ سانتی گری به هدف)

محل مورد نظر	بیشینه دوز (سانتی گری)	کمینه دوز (سانتی گری)	معدل دوز جذب شده (سانتی گری)	انحراف معیار
مغز (CTV)	۱۱۴	۱۰۲	۱۰۶	±۰/۱۳
محل اتصال میدان های مغزی و میدان نخاع بالایی (Normal T)	۱۷۴	۸۸	۱۴۰	±۰/۲۲
تیروئید (OAR)	۸۶	۱۰	۴۸	±۰/۲۲
قلب (OAR)	۶۴	۳۶	۴۴	±۰/۱۷
گنادها (OAR)	-	-	ناچیز	-

از مقایسه داده های حاصل از دو جدول به این نتیجه می رسیم که دوز جذبی در نواحی هم پوشانی میدان های مغزی و میدان نخاع بالایی با استفاده از زاویه دادن به تخت و کلیماتورهای میدان های مغزی به میزان قابل توجهی کاهش می یابد. بنابراین با استفاده از چرخش تخت و کلیماتورهای میدان های مغزی می توان عوارض جانبی ناشی از پرتودرمانی مغزی نخاعی را کاهش داد.

## ۴- بحث و نتیجه گیری

مقایسه نتایج حاصل از دوزیمتری در محل همپوشانی میدان ها نشان می دهد که استفاده از روش دوم، معدل دوز جذب شده در این ناحیه را از ۱۶۸ سانتی گری به ۱۴۰ سانتی گری در یک جلسه درمان<sup>۲</sup> کاهش می دهد. بنابراین به نظر می رسد استفاده از روش دوم می تواند در جهت حذف لکه های داغ موثر واقع شود. توزیع دوزهای حاصل از طراحی درمان در این نواحی با استفاده از روش دوم، نشان داد که دوز جذب شده در این نواحی باید به میزان بیشتری کاهش می یافت. بنابراین حذف نشدن کامل این لکه ها به دلیل خطاهای رخ داده در تنظیم میدان های تابشی و زاویه دادن به تخت درمان و همچنین خطاهای ذاتی مربوط به دوزیمترهای مورد استفاده و دستگاه قرائت کننده TLD و خطاهای ناشی از قرار نگرفتن دقیق دوزیمترها در محل های مورد نظر باشد. اما به طور کلی این نتایج نشان می دهد که زاویه دادن به تخت درمان و کلیماتورهای میدان های مغزی می تواند در افزایش کیفیت پرتودرمانی و کاهش اثرات جانبی ناشی از پرتودرمانی تاثیر عمده ای داشته باشد. مزیت روش اول تنظیم ساده میدان های درمانی می باشد که اکثر مراکز درمانی قابلیت این تنظیم را دارند. اما این تنظیم باعث ایجاد لکه های داغ می گردد. این لکه های داغ را می توان با تغییر محل اتصال میدان های تابشی تا حدودی تعدیل کرد اما نمی توان آنها را حذف نمود. تنظیم میدان ها در حالت دوم مشکل تر بوده و نیازمند امکاناتی می باشد که ممکن است دستگاه های درمانی و اتاق

<sup>2</sup> Fraction

<sup>1</sup> Organ At Risk

گری است که در مقایسه با آستانه تحمل این اندام که برابر ۴۰۰۰ سانتی گری است [۱۱] مقدار قابل قبولی می باشد. با اینکه گنادها در محدوده میدان تابشی نخاع پایینی قرار ندارند، اما به دلیل پراکندگی فوتون ها در امتداد طناب نخاعی، دوز ناچیزی را از این پرتوهای پراکنده دریافت کرده اند.

در حال حاضر در اغلب مراکز کلینیکی در دنیا برای پرتودرمانی مدولوبلاستوما، بیمار در موقعیت به پشت<sup>۳</sup> قرار می گیرد. قرار گرفتن بیمار در این موقعیت باعث راحتی بیشتر و دسترسی بیشتر به مجاری تنفسی می شود [۱۰]. اما در این موقعیت امکان مشاهده مستقیم محل اتصال میدان های تابشی در پشت کردن وجود ندارد. برای اطمینان از انطباق دقیق میدان های تابشی مغزی و نخاعی در این حالت، می توان از فیلم های رادیوگرافی در محل اتصال میدان ها استفاده نمود و از بررسی چگالی اپتیکی این فیلم ها، نحوه انطباق این میدان ها را مورد بررسی قرار داد. [۱۲] برای پرتودرمانی نخاع می توان به جای باریکه فوتونی از باریکه الکترونی استفاده نمود. این کار باعث جدا کردن بهتر بافت های سالم از CTV نخاعی می شود، [۱۳] اما ناهمگنی بافت می تواند تاثیر زیادی بر روی منحنی های همدوز باریکه الکترونی داشته باشد و باعث غیر یکنواختی دوز در امتداد CTV نخاعی گردد. [۱۱، ۱] این کار می تواند به صورت عملی بر روی فانتوم راندو مورد آزمایش قرار گیرد و نتایج آن با درمان نخاع توسط فوتون مقایسه شود.

## ۵- تشکر و قدردانی

بدین وسیله از سازمان انرژی اتمی ایران و پرسنل بزرگوار بخش پرتودرمانی و انکولوژی بیمارستان پارس تهران و آزمایشگاه دوزیمتری TLD دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی که امکانات لازم جهت انجام این کار را فراهم نمودند، صمیمانه تشکر می گردد.

درمان نداشته باشد. اما استفاده از این تنظیم نواحی همپوشان را حذف کرده و از گرفتن دوز اضافی جلوگیری می نماید. اندام های در خطر در پرتودرمانی مغزی نخاعی شامل عدسی های چشمی، صفحه غربالی، تیروئید، قلب و غدد تناسلی می باشد. [۱۱] در این کار اندازه گیری دوز جذبی در محل عدسی های چشمی و صفحه غربالی<sup>۱</sup> به علت عدم وجود حفره در این نواحی در داخل فانتوم امکان پذیر نبود، هر چند که این نقطه در داخل میدان تابشی درمان قرار دارند. اندازه گیری دوز جذبی توسط پوست نیز به علت فاصله داشتن حفره های هر اسلایس از سطح فانتوم امکان پذیر نبود. همچنین به علت نبود حفره در امتداد طناب نخاعی، امکان قرار دادن دوزیمتر در CTV نخاعی وجود نداشت. در پرتودرمانی مغزی نخاعی برای مدولوبلاستوما، دوز کلی داده شده به CTV مغزی (بدون احتساب دوز تقویتی داده شده به حفره خلفی) بین ۳۵۰۰ تا ۴۰۰۰ سانتی گری و دوز کلی داده شده به CTV نخاعی بین ۳۰۰۰ تا ۳۵۰۰ سانتی گری می باشد. [۵] اگر فرض کنیم دوز کلی داده شده به مغز ۳۶۰۰ سانتی گری و دوز کلی داده شده به طناب نخاعی ۳۲۰۰ سانتی گری باشد در این صورت دوز کلی جذب شده توسط تیروئید در پایان پرتودرمانی در تنظیم اول ۱۶۵۶ سانتی گری و در تنظیم دوم ۱۷۲۸ سانتی گری است. به طوری که در مرجع آمده است [۱۱] اختلالات غده تیروئید در اثر تابش مستقیم اشعه بسیار متفاوت است که بر حسب TSH<sup>۲</sup> بررسی می شود. با یا بدون کاهش تیروکسین، ناهنجاری هایی که معمولاً اتفاق می افتد، زمانی است که دوز تمام غده از ۱۵۰۰ تا ۵۰۰۰ سانتی گری باشد. هر چند که دوز جذب شده توسط این اندام در پایان پرتودرمانی بالاتر از ۵۰۰۰ سانتی گری نیست اما در بازه تغییرات عملکرد تیروئید است. به طور کلی این قضیه مورد بحث است زیرا در کتاب های پرتودرمانی در مورد آستانه دوز تیروئید صحبت زیادی نشده است. دوز کلی جذب شده توسط قلب در پایان پرتودرمانی ۱۵۸۴ سانتی

<sup>۱</sup> Cribiform Plate

<sup>۲</sup> Thyroid Stimulation Hormone

<sup>۳</sup> Supine

## منابع

1. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins;2003. p. 222-323.
2. American Brain Tumor Association. Medulloblastoma. Available from: [http://www.abta.org/site/files/site\\_pages/D3A2C571CD0CDE16C0FFE57607F22A65.pdf](http://www.abta.org/site/files/site_pages/D3A2C571CD0CDE16C0FFE57607F22A65.pdf). Accessed Nov 21,2009.
3. Khan FM, Roger AP. Treatment Planning in Radiation Oncology. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.1998; p. 530-41.
4. Munshi A, Jalali R. A Simple Technique of Supine craniospinal Irradiation. Med Dosim. 2008 Spring;33(1):1-5.
5. Dasher B, Treatment Planning in radiotherapy. Trans. Meshkani P, Tajvidi M. Esfahan university of medical science press, 2000;124-125(in Persian).
6. Kiltie AE, povall JM, Taylor RE. The need for moving junction in craniospinal irradiation. Br J Radiol. 2000 Jun;73(870):650-4.
7. ICRU44, Tissue Substitutes in radiation dosimetry and measurement, 1989.
8. The Phantom Laboratory. Rando Phantom. Available from: <http://www.phantomlab.com/rando.html>. Accessed Nov 21,2009.
9. PTW, user Manual of TL Detectors. D557. 131. 0.2-2003/07:p.1-9.
10. Parker WA, Freeman CR. A simple technique for craniospinal Radiotherapy in Supine position. Radiother Oncol. 2006 Feb;78(2):217-22.
11. Halperin EC, Perez CA, Brady LW. Principles and Practice of Radiation Oncology. 5nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008. p. 323-4, 1839-40.
12. Rades D, Baumann R, Bremer M, Leuwer M, Hinrich K J. Application of a new verification technique allowing craniospinal Irradiation in Supine position. Radiother Oncol. 2001 Feb;58(2):215-7.
13. Hood C, Kron T, Hamilton C, Callan S, Howllet S, Alvaro F, Back M. Correlation of 3-D Planned and measured dosimetry of photon and electron craniospinal Radiation in the Pediatric anthropomorphic phantom. Radiother Oncology. 2005 Oct; 77(1); 111-116.