

## شبیه سازی سیستم گاما نایف توسط کد مونت کارلو و فانتوم دیجیتال زوبال و مقایسه با داده های تجربی

سمیه غلامی\*، علیرضا کمالی اصل<sup>۱</sup>، سید محمود رضا آقامیری<sup>۲</sup>، محمود الهوردی<sup>۳</sup>

۱- کارشناسی ارشد، گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی تهران، ایران.

۲- استادیار گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی تهران، ایران.

۳- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۹/۲۳

تاریخ دریافت: ۸۸/۶/۹

### چکیده

**مقدمه:** گاما نایف سیستمی است که اساساً جهت درمان تومورهای مغزی طراحی شده است. سیستم گاما-نایف دارای ۲۰۱ چشمه کبالت-۶۰ می باشد که با بهره گیری از پرتوهای کانونی شده، آرایه ای از چشمه های رادیواکتیو و هدایت آنها به سمت تومور مغزی، به درمان تومور می پردازد در حالیکه حداکثر دوز به تومور و حداقل آن به بافت سالم اطراف تومور می رسد.

**مواد و روشها:** در کار حاضر سیستم گاما-نایف مدل C توسط کد MCNP4c شبیه سازی و پیاده سازی شده است و پرو فایل دوز در راستای X، Y و Z بدست آمده است. مقادیر محاسبه شده در شبیه سازی و نتایج تجربی گزارش داده شده توسط محققین دیگر، با هم مقایسه شده است. در ادامه از فانتوم های معادل بافت مغز، دیجیتال ZUBAL استفاده گردید و نحوه توزیع دوز در کولیماتورهای مختلف در فانتوم آب و دیجیتال با یکدیگر مقایسه شد.

**نتایج:** مقایسه بین مقدار دوز حاصل در شبیه سازی و دوز محاسبه شده در روش تجربی، توافق خوبی را بین نتایج تجربی و داده های شبیه سازی، نشان می دهد. نتایج حاصله در استفاده از فانتوم دیجیتال نشان دهنده سهم بالای استخوان جمجمه در جذب و پراکندگی پرتو است.

**بحث و نتیجه گیری:** توجه به اجزاء و مواد مختلف مغز، ما را به سمت بهبود کیفیت طراحی درمان سوق می دهد. کار حاضر در زمینه اندازه گیری دوز جذبی و ارتقاء روش طراحی درمان در ساختار مغز در گاما نایف رادیو سرجری است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۲، پیاپی (۲۷)، تابستان ۸۹: ۶۳-۵۷)

**واژگان کلیدی:** گامانایف، فانتوم دیجیتال، دوز، تومور مغزی، شبیه سازی، MCNP

\* نویسنده مسؤول، سیمیه غلامی

آدرس: بخش استیتوکانسر بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی

تهران، تهران. somygholami@gmail.com

تلفن: ۱۱۹۲۵۶۸ - (۲۶۱) ۹۸+

## ۱- مقدمه

در درمان تومورهای مغزی به همراه داشته باشد. یکی از این ابزارها بهره‌گیری از روش شبیه‌سازی به روش مونت کارلو می‌باشد. در کار حاضر سعی شده است تا علاوه بر مدل‌سازی و شبیه‌سازی بخشهای مختلف سیستم گاما-نایف به روش مونت کارلو، به بررسی پارامتر توزیع دوز در ناحیه ایزوستر و همچنین توزیع دوز در فانتوم آب پرداخته شود علاوه بر آن، به ارزیابی نتایج بدست آمده از فانتوم دیجیتال زوبال (در ناحیه سر و گردن) و نتایج فانتوم آب پیاده‌سازی شده، پرداخته خواهد شد تا بتوان به روش مناسبی برای استفاده در طراحی درمان برسیم.

## ۲- مواد و روشها

برای پیاده‌سازی تحقیق حاضر، کار به دو مرحله تقسیم شده است؛ در مرحله اول دستگاه سیستم گامانایف مدل C [۴] از بخشهای مختلفی همچون چشمه‌ها، کولیماتورها، گانتری، محل نگهداری سر، سیستم آشکارسازی و تخت تشکیل شده است که در ادامه به آنها می‌پردازیم.

## ۲-۱- کولیماتور، چشمه و گانتری

هر کولیماتور به صورت استوانه‌ای است که ارتفاع تقریبی آن ۲۱ سانتی‌متر و از سرب و تنگستن ساخته شده و در وسط آن سوراخی به شکل مخروط است که در واقع هدایت کننده بیم پرتو می‌باشد. اندازه این سوراخ نوع کولیماتور را معین می‌کند (جدول ۱) [۳]. با توجه به اندازه تومور چهار نوع مختلف کولیماتور با ابعاد ۴، ۱۴، ۱۸ و ۱۴ میلی‌متر وجود دارد. در طراحی درمان از روش مسدود کردن (حذف کردن یک چشمه توسط کولیماتور) نیز استفاده میشود تا بافت هدف پوشش بهتری داشته باشد [۵، ۸].

تمامی این استوانه‌های کولیماتوری درون نیمکره‌ای از جنس سرب قرار می‌گیرند که شامل ۲۰۱ سوراخ متناسب با نوع کولیماتور، داشته و به آن هلمت ۱ یا "کلاه خود" گفته می‌شود و طوری در سیستم قرار می‌گیرد که چشمه‌ها

در حال حاضر مدل‌های مختلفی از سیستم گامانایف ارائه گردیده است که در جهت بهینه نمودن حفاظ سازی و ارتقاء کلی سیستم می‌باشد اما اولین نمونه آن توسط لکسل در سال ۱۹۶۷ طراحی و ساخته شده است [۱]. در ۱۹۶۸ نخستین بیمار با گاما نایف در بیمارستانی در سوئد تحت درمان قرار گرفت. پس از آن، ۱۹۶۹ اولین بیماران با تومورهای مغزی آکوستیکی و هیپوفیز تحت درمان با گامانایف قرار گرفتند و در ۱۹۷۰ تومور مغزی AVM را در معرض پرتوهای دستگاه قرار دادند. طی سال‌های بعدی استفاده از این سیستم در درمان تومورهای مننژیوم مورد استقبال گرفت و در ۱۹۷۶ بیماری با تومور مننژیوم را با این دستگاه درمان کردند. پس از گذشت سالها، از تطابق تصاویر سی-تی و ام-آر-آی در طراحی درمان گامانایف استقبال گردید. امروزه تعداد زیادی از این دستگاه در سراسر دنیا در مراکز درمانی مورد استفاده قرار گرفته است. سیستم گاما-نایف دستگاهی است با هندسه خاص، با ۲۰۱ چشمه کبالت ۶۰ رادیواکتیو که هر یک دارای کولیماتور جداگانه‌ای بوده و به گونه‌ای طراحی شده است که پرتو خروجی حاصل از چشمه‌ها در یک نقطه، متمرکز می‌گردد. با قرار دادن نقطه تحت درمان در نقطه ایزوستر دستگاه، بیشترین دوز در ناحیه مورد نظر دریافت می‌شود در حالیکه کمترین دوز به بافت‌های سالم می‌رسد [۲].

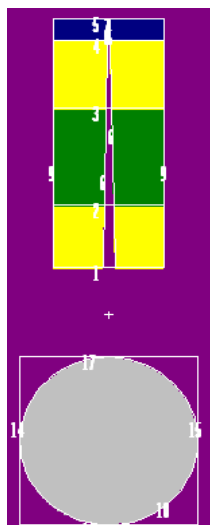
از مسائل حائز اهمیت در خطای توزیع دوز، نواحی فصل مشترک بافت-هوا و استخوان-هوا است.

وجود برخی محدودیتها همانند محدود بودن فضای کاری، نیاز به دقت مکانی بالا، نزدیک بودن مراکز تصمیم‌گیری و حواس در مغز همچنین حجیم بودن وسایل اندازه‌گیری و آشکارسازها برای ارزیابی میزان دوز ناحیه کوچکی همانند تومورها همگی عواملی هستند که ارزیابی‌ها و اندازه‌گیری‌های دزیمتری را با محدودیت همراه می‌کند به همین دلیل داشتن ابزاری مناسب برای اندازه‌گیری کمیتهای پرتویی همانند شار، دوز و... می‌تواند کمک شایان توجهی

<sup>1</sup> Helmet

مختصات سیستم، بدست آورده (شکل ۲) و این کار برای هر چهار کولیماتور انجام گردید تا ضرایب کالیبراسیون برای هر کولیماتور، بدست آید. برای انجام شبیه سازی و رسیدن به نتایج با دقت بالاتر و زمان پردازش کوتاهتر از روشهای کاهش واریانس استفاده شد بطوریکه خطای همراه نتایج به دست آمده زیر ۳٪ قرار بگیرد. با استفاده از ضرایب بدست آمده برای هر کولیماتور، طیف حاصل از شبیه سازی چشمه به همراه کولیماتور به چشمه کبالت بدون کولیماتور اختصاص داده شد.

سپس با قرار دادن المانهای کوچک در راستای محورهای مختصات X و Y و Z و بدست آوردن دوز در هر یک از شرایط پرتویی، در صد دوز نسبی با توجه به فاصله از مرکز برای هر چهار نوع کولیماتور بدست آمد چشمه ها از پنج ردیف به صورتی چیده شده است که در ردیف اول و دوم ۴۴ عدد چشمه و در ردیف سوم و چهارم ۳۹ چشمه و در ردیف پنجم ۳۵ چشمه قرار گرفته است. نکته مهم در شبیه سازی، تعیین دقیق محل چشمه ها و کولیماتورها می باشد که با دانستن زوایای سمتی و قطبی و داشتن شعاع نیمکره و برنامه نویسی تحت نرم افزار "متلب" ۱ مختصات چشمه ها در کد MCNP لحاظ شده است (شکل ۳).

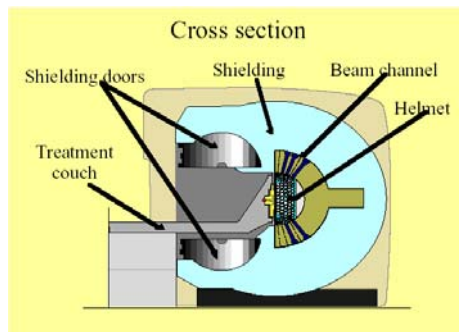


شکل ۲- نمایی از تک کولیماتور در شبیه سازی

در انتهای کولیماتور جاگرفته و سر بیمار در مرکز آن قرار می گیرد [۷] (شکل ۱). البته با توجه به حساسیت موضوع به خصوص در ناحیه مغز، ابتدا محل دقیق تومور توسط سیستمهای تصویربرداری ام-آر-آی یا سی-تی اسکن معین شده و سپس سر بیمار طوری که تومور در مرکز دستگاه قرار بگیرد، ثابت شده و پیچ می گردد [۷]. چشمه ها به صورت کپسولهایی از قرصهای کوچک کبالت ۶۰ می باشند که فوتونهایی با انرژی ۱/۱۷ و ۱/۳۳ مگا الکترون ولت تولید می کنند و سهم الکترونهای کم انرژی در طیف انرژی، پایین است [۹].

جدول ۱- مشخصات اندازه روزنه داخلی و خروجی سوراخهای

نوع کولیماتور	۴ میلی متر	۸ میلی متر	۱۴ میلی متر	۱۸ میلی متر
روزنه داخلی	۲/۶۱	۴/۹۵	۸/۵۰	۱۰/۸۵
روزنه خارجی	۲/۰۵	۳/۸۵	۶/۵۰	۸/۲۸



شکل ۱- نمایی از سیستم گاما - نایف به همراه بخشهای مختلف آن

برای شبیه سازی سیستم از کد MCNP4C استفاده شده است در این کد با بهره گیری از روش مونت کارلو و استفاده از اعداد تصادفی، رفتار فوتونهای ساطع شده از چشمه ها و برهمکنش آنها با بخشهای مختلف سیستم گاما نایف مورد ارزیابی قرار گرفته است [۱۰].

برای پیاده سازی هندسه سیستم گاما نایف در کد MCNP4C، راستای محور مرکزی هلمت، راستای محور Z در نظر گرفته شد. سپس طیف خروجی یک چشمه را در فاننومی از آب به شعاع ۸ سانتیمتر در مرکز دستگاه

<sup>1</sup> MATLAB 6.0

مورد استفاده برای فانتوم دیجیتالی، تصاویر ام-آر-آی یا سی تی اسکن با فرمت دایکام می باشد. در این فانتوم مواد مختلف سر انسان با جزئیات کامل، مطابق با جدول زیر در شبیه سازی لحاظ شده است [۶].

جدول ۲- بخش های مختلف سر انسان که در فانتوم زوبال در نظر گرفته شده است

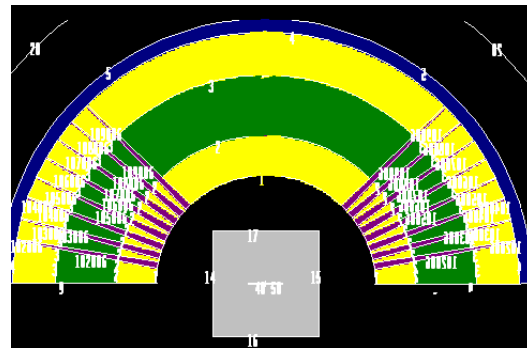
بخش های مختلف در نظر گرفته شده در فانتوم زوبال
ماده خاکستری مغز- ماده سفید مغز-مایع مغزی نخایی-چشم ها و لنز چشم- ها-عضلات سر و استخوان های بخش های مختلف آن- جمجمه-ساقه مغزی-پوست-غده تیروئید-غده هیپوفیز-کاسه-سر-غضروف-بافت چربی- غده پاروتید-غده اشکی-تالاموس- لُب های گیجگاهی-لُب های پس سری، پیشانی و آهیانه ای- تیغه بینی- پل دماغی- اعصاب بینایی-بخش بینایی در مغز-موتور کورتکس-بصل النخاع و....

### ۳- نتایج

در این بخش، برای اعتبارسنجی صحت شبیه سازی های انجام شده ابتدا به مقایسه نتایج شبیه سازی و داده های تجربی می پردازیم. آقای اینینگ لی طی تحقیقی در دانشگاه آهایو، اندازه گیری دوز را برای مدل گامانایف مورد شبیه سازی در کار حاضر با کولیماتورهای مختلف توسط دو دزیتر فیلم رادیو گرافی EDR2 با پاسخی تقریباً خطی و فیلم رادیوکرومیک MD55 انجام داده است که از نتایج آن برای مقایسه اندازه گیری FWHM، نیم سایه چپ و نیم سایه راست جهت اعتبارسنجی شبیه سازی کار حاضر، استفاده شده است [۴]. مقایسه نتایج شبیه سازی و داده های تجربی در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲- پارامترهای پروفایل دوز برای روزنه کولیماتور ۸ میلیمتر در راستای محور Z

شبه سازی MCNP4C	فیلم		FWHM
	رادیوگرافی EDR2	رادیوکرومیک MD55	
۹/۶	۹/۴	۹/۲	نیم سایه چپ
۲	۱/۲	۱/۷	نیم سایه راست
۱/۶	۱/۲	۱/۸	



شکل ۳- نمایی از هندسه پیاده سازی شده در کد MCNP - سوراخهای کولیماتوری، فانتوم آب، آشکارسازها

برای بدست آوردن تابع پاسخ و دنبال نمودن شکل طیف در مرکز تابش، فرایند قرار دادن چشمه ها در چندین مرحله انجام شده است تا با توجه به متفاوت بودن زاویه های سمتی چشمه ها و موقعیتهای مکانی آنها، خطای ناشی از پیاده سازی هندسی صورت نگیرد به همین منظور ابتدا یک ردیف از چشمه ها و کولیماتورها را چیده و طیف حاصل را بدست آورده و سپس هر بار یک ردیف افزوده و خروجی طیف انرژی بدست آمده و با مرحله قبل مقایسه شده و در نهایت ضرایب کالیبراسیون تصحیح گردیده است.

### ۲-۲- فانتوم دیجیتال

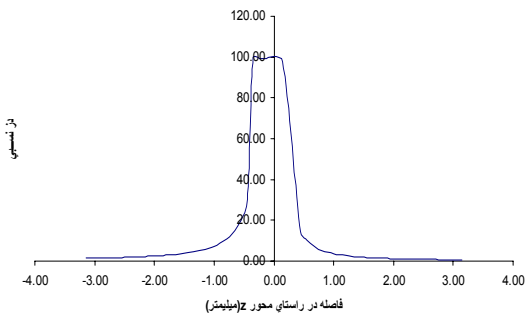
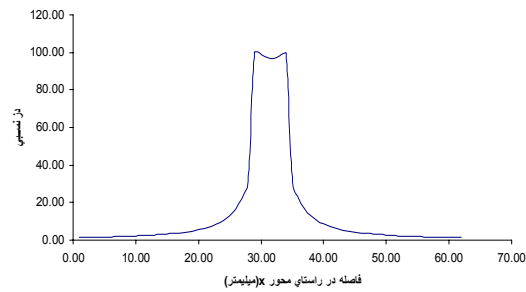
برای انجام اندازه گیریها و بالا بردن دقت مکانی در شبیه سازی باید جزئیات بیشتری از سر بیمار و قسمت های مختلف آن در نظر گرفت برای این منظور با استفاده از قابلیت موجود در برنامه scan2 MCNP، فایل ورودی کد MCNP از تصاویر ام-آر-آی و سی تی اسکن، استخراج می شود. از فانتوم های استاندارد موجود حاصل از این برنامه، فانتوم زوبال بوده که اعضای موجود در آن در جدول ۲ آورده شده است [۶].

در ادامه، بخشهای مختلف سیستم گاما نایف همچون کولیماتورها، چشمه ها و دیگر قسمت های مختلف دستگاه به فایل فانتوم دیجیتال که شامل هندسه و مواد ناحیه اسکن شده است اضافه گردید. لازم به ذکر است اطلاعات ورودی

## شبیه سازی گامانایف با مونت کارلو و فانتوم دیجیتال زوبال

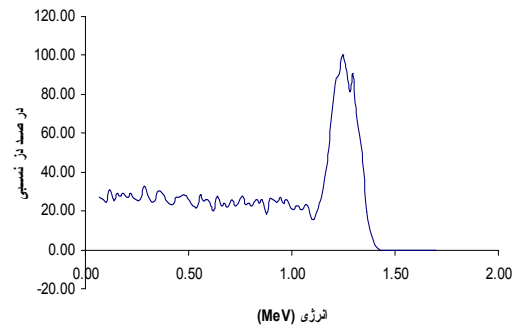
همانطور که در شکل ۶ نشان داده شده است توافق خوبی بین پروفایل‌های بدست آمده از شبیه‌سازی و روش تجربی وجود دارد. البته نمودار حاصل از نتایج MCNP در مقایسه با داده‌های تجربی بدست آمده است در قله صاف‌تر و در لبه‌ها تیزتر است، این نتیجه کاملاً قابل انتظار است چرا که در شرایط واقعی راستای فوتون‌ها بصورت واگرا می‌باشد و موازی تابانده نمی‌شود بنابراین یک اختلاف ۵ درصدی وجود دارد که قابل قبول می‌باشد.

در ادامه نتایج بدست آمده توسط شبیه‌سازی برای راستاهای X و Z نشان داده شده است (شکل ۷).

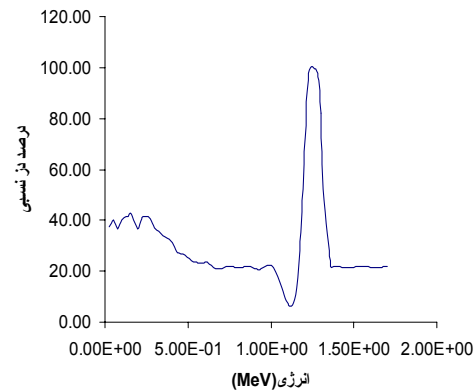


شکل ۷- پروفایل‌های توزیع دوز در راستای محورهای مختصات X و Z در شبیه‌سازی MCNP، کولیماتور ۸ میلیمتری

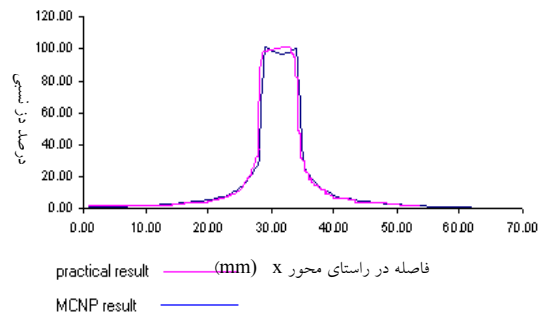
در شکل ۸ پروفایل‌های حاصل برای کولیماتورها با قطرهای مختلف نشان داده شده است.



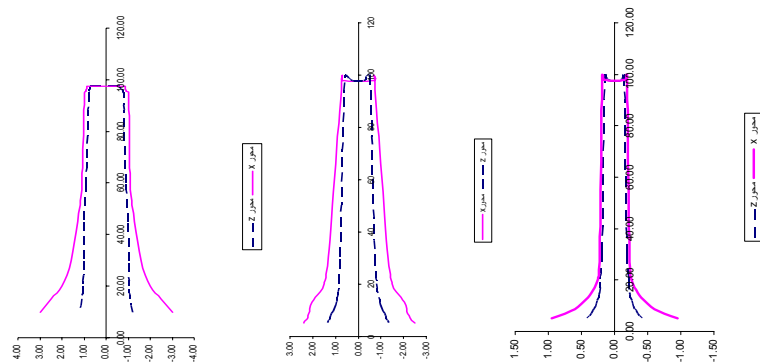
شکل ۸- ارتفاع پالس برای تک کولیماتور با در نظر گرفتن انرژی ۱/۳۳ و ۱/۱۷ مگا الکترو ولت



شکل ۹- ارتفاع پالس برای ۲۰۱ چشمه با در نظر گرفتن طیف انرژی



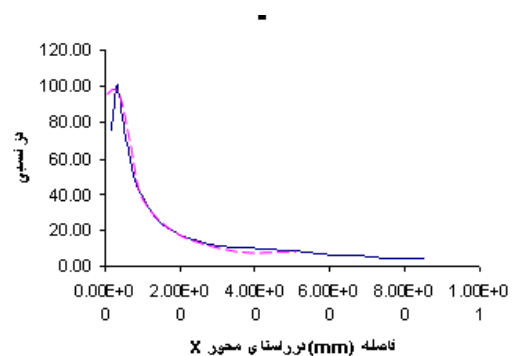
شکل ۱۰- مقایسه و ارزیابی پروفایل دوز بدست آمده از روشهای تجربی و نتایج شبیه‌سازی در راستای Z



شکل ۸ - پروفایل دوز بدست آمده در راستای طولی و عرضی (خط چین X و خط پر Z) برای: سوراخ کولیماتور ۴ میلیمتر (راست)، سوراخ کولیماتور ۱۴ میلیمتر (وسط)، سوراخ کولیماتور ۱۸ میلیمتر (چپ)

مختصات برای همه انواع کلیماتورها بدست آورده اند [۱۱]. بطور کلی با توجه به نتایج بدست آمده ذکر شده و تطابق با داده‌های تجربی، نشان می‌دهد شبیه‌سازی توسط کد مونت کارلو در این مطالعه با خطایی کمتر از ۰.۵٪ ابزاری مناسب جهت بررسی رفتار سیستم در چهار نوع کولیماتور گامانایف است به خصوص که با بکارگیری فانٹوم‌های دیجیتال در ارزیابی و ارتقاء سیستم طراحی درمان، می‌توان به نتایج مفیدی دست یافت از یافته‌های این مطالعه بستگی میزان پهن‌شدگی پرتو به اندازه کولیماتور است و اینکه در راستای محورهای X و Y پروفایل‌های دوز تقریباً "مانند یکدیگر هستند در حالی که در راستای محور Z پروفایل دوز تیزتر است. در نهایت همانطور که در شکل ۹ نشان داده شد با جایگزینی فانٹوم معادل بافت مغز زوبال، مشاهده شد که تفاوت چشمگیری در پروفایل‌های دوز وجود ندارد و عمده اهمیت استفاده از فانٹوم-هایی با بافت معادل، در طراحی درمان در تومورهایی با شکل و جنس خاص است. تا بتوان راهکاری سودمند در بهینه‌سازی برنامه طراحی درمان ارائه نمود. با توجه به طیف انرژی بدست آمده جداگانه از هر پنج ردیف کولیماتور و مقایسه آن با طیف هم ۲۰۱ چشمه، متوجه می‌شویم که عملاً می‌توان از تعداد چشمه‌های کبالت کمتری استفاده نمود در حالی که ارتفاع پالس تغییر چندانی نداشته باشد، به این صورت بخش اعظمی از مشکلات حل می‌شود. امروزه برخی کمپانی‌های بزرگ دنیا جهت ارتقاء سیستم از راهکارهای متفاوتی استفاده نموده‌اند از

در شکل ۹ مقایسه درصد دوز عمقی در دو فانٹوم زوبال و آب نشان داده شده است.



شکل ۹ - مقایسه درصد دوز عمقی در فانٹوم ZUBAL و آب (خط آبی فانٹوم زوبال و خط چین صورتی فانٹوم آب)

تفاوت چشمگیری در پروفایل دوز در فانٹوم زوبال و آب وجود ندارد و مهمترین عامل در جذب و پراکندگی دوز در استخوان جمجمه است.

#### ۴- بحث و نتیجه‌گیری

نتایج شبیه‌سازی بدست آمده در این کار از نظر شکل و پهنای پروفایل دوز با کاردزیمتری عملی دکتر اینگ‌لی ارزیابی شد. در حالی که جاگدیش<sup>۱</sup> و همکارانش در سال ۲۰۰۹ نتایج همانندی در پروفایل‌های دوز در راستای محورهای

<sup>۱</sup> Jagdish

روش اثر زیادی در کاهش قیمت دستگاه، سادگی کالیبراسیون سیستم و تعویض چشمه‌ها در زمان لزوم دارد [۱۲].

جمله کاهش دادن تعداد چشمه کبالت ۶۰ به بیش از یک چهارم می‌باشد در حالیکه دوز یکسانی به تومور می‌رسد این

## منابع

1. Cheung JY, Yu KN, Yu CP, Ho RT. Monte Carlo calculation and single Beam dose profiles. Med Phys. 1998 Sep;25(9):1673-5.
2. Xiaowei L, Chunxiang Z. Simulation of dose distribution irradiation by the leksell gamma unit. Phys Med Biol. 1999 Feb;44(2):441-5.
3. Moskvina V, DesRosiers C, Papiez L, Timmerman R, Randall M, DesRosiers P. Monte Carlo simulation of the Leksell Gamma Knife: I. Source modelling and calculations in homogeneous media. Phys Med Biol. 2002 Jun 21;47(12):1995-2011.
4. Yipeng Li. Absorbed Dose measurements and Modeling for the Leksell Gamma Knife. Med phys July 2002: 1-5.
5. Ganesan V, Mehrem R, Fenner J, Walton L. Monte Carlo for Gamma knife radio surgery using the Grid. radiosurgery Basel 2006 ; vol 6: 26-35.
6. Zubal IG, Harell CR. Voxel based Monte Carlo Calculations of Nuclear Medicine Images and Applied Variance Reduction Techniques. Image and Vision Computing. 1992 Jul-Aug;10(6):342-48.
7. Jeremy Christopher Ganz J. Gamma Knife Surgery. Verlag: Springer; 1997. p.100-10.
8. Jiri Trnka, Josef Novotny, Jr and Jaros Kluson. MCNP-based computational model for the leksell Gamma Knife. Med phys, January 2007: 1-4.
9. Y.C, YU, YU. Cheung and YU E.P. Monte Carlo calculation and cafcchromic film measurements for plugged collimator helmets of LGK unit. Med. Phys 1999:3-12.
10. Mostaar A, Allahverdi M, Shahriari M. Application of MCNP4C Monte Carlo code in radiation dosimetry in heterogeneous phantom. Iran. J. Radiat. Res. 2003;1(3):143-9.
11. Bhatnagar JP, Josef Novotny Jr, Niranjana A, Kondziolka D, Flickinger J, Lunsford D, et al. First year experience with newly developed Leksell Gamma Knife. J Med Phys. 2009 Jul-Sep; 34(3):141-8.
12. Yuan S, Liang X, Wen W, Li X. gamma knife. 2007. Available from; <http://www.lowback-pain.com/gammaknife.htm>. Accessed Aug 20, 2009.