مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۸، شمارهٔ ٤، ویژه‌نامه پرتوهای یون‌ساز، ۱۳۹۹، صفحه ۳۱۱-۳۱۸
پنجمین کنفرانس ملی سنجش و ایمنی پرتوهای یون‌ساز و غیریون‌ساز (مهرماه ۱۳۹۷)
تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰٦/۰۱، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۰۷/۰۱

مقایسه شبیه‌سازی توزیع دز حاصل از دستگاه گامانایف مدل 4C با استفاده از گزینه‌های CT data و non CT data کد beamnrc

معصومه بخشی[۱]، غزاله گرایلی[۱*]، احمد مستعار[۲] و محمود تشکری دادگر[۳]

[۱]گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران، تهران، ایران.
[۲]گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
[۳]دانشکده مهندسی کامپیوتر، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.
[*]تهران، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی تهران، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، کدپستی: ۱٤۸۳۷۹٤۸۸۳
پست‌الکترونیکی: gh-geraily@sina.tums.ac.ir

چکیده

امروزه رادیوجراحی استریوتاکتیک مبتنی بر گامانایف، برای درمان ضایعات مغزی با ابعاد کوچک بسیار توسعه یافته است. جهت بررسی دزیمتری و ارزیابی سیستم طراحی درمان گامانایف نیاز به استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو با استفاده از کد اختصاصی beamnrc که دارای گزینه‌های non CT data و CT data است، می‌باشد. اما با توجه به مزایا و عدم مزایای این گزینه‌ها انتخاب گزینه بهتر و صحیح‌تر کد، هدف اصلی این مطالعه می‌باشد. در این مطالعه برای اندازه‌گیری توزیع دز از دستگاه گامانایف مدل 4C، فانتوم استاندارد کروی معادل آب و نیز فیلم‌های EBT3 بهره‌گیری شد. شبیه‌سازی فانتوم کروی با هر دو گزینه کد beamnrc، CT data و non CT data انجام گرفت و نتیجه توزیع دز حاصله مقایسه گردید.

مقایسه نتایج توزیع دز شبیه‌سازی با اندازه‌گیری در هر سه راستا با دارا بودن شاخص گامای کوچک‌تر از یک نشان‌دهنده اعتبار شبیه‌سازی می‌باشد. هم‌چنین مقایسه توزیع دز حاصل از شبیه‌سازی به هر دو روش نشان‌دهنده اختلاف معنی‌داری بین منحنی‌ها نمی‌باشد. براساس نتایج بدست آمده کد beamnrc با استفاده از هر دو گزینه CT data و non CT data می‌تواند دقت یکسانی جهت محاسبه توزیع دز فراهم نماید. لذا روش non CT data با توجه به سهولت استفاده برای فانتوم‌های با شکل منظم ارجح می‌باشد.

کلیدواژگان: شبیه‌سازی، گامانایف، توزیع دز، CT data، کد beamnrc

۱. مقدمه

امروزه رادیوجراحی استریوتاکتیک گامانایف به عنوان یکی از روش‌های رادیوتراپی تطبیقی نقش بسزایی در درمان ضایعات درون جمجمه‌ای با حجم کوچک (در حدود کمتر از ۲۵ cm^3) دارد. [۱] در دستگاه گامانایف با قرارگیری ۲۰۱ منبع کبالت ٦۰ در محیط نیم‌کره‌ای به نام هلمت، باعث توزیع دز کروی به حجم هدف می‌شود و مهم‌ترین اهداف رادیوتراپی که

عبارتنداز: تحویل بیشینه دز به بافت تومور و کاهش دز رسیده به نواحی اطراف و بافت‌های سالم را، برآورده می‌سازد. [۲] در درمان‌های گامانایف از سیستم طراحی درمان Gamma Plan Leksell استفاده می‌شود. این سیستم محیط سر را همگن (فانتوم آب معادل بافت) در نظر می‌گیرد [۳].

با وجود پیشرفت‌های حاصل از تکنولوژی کامپیوتری، روش‌های محاسبه مونت‌کارلو به سیستم طراحی درمان راه یافته‌اند. شبیه‌سازی مونت‌کارلو دقیق‌ترین روش محاسبه دز در پرتودرمانی است زیرا تمام برهم‌کنش‌های محتمل از ابتدا تا انتهای ناحیه مورد نظر را در محاسبه دز لحاظ کرده و هم‌چنین براساس قوانین مکانیک کوانتومی نوع برهم‌کنش ذرات از قوانین احتمال تبعیت می‌کند. از طرفی وجود محدودیت‌های اندازه‌گیری به روش دزیمتری از قبیل محدود و حساس بودن فضای مورد مطالعه، نیاز به دقت مکانی بالا و هم‌چنین حجیم بودن وسایل اندازه‌گیری و آشکارسازها برای ارزیابی میزان دز رسیده به ناحیه کوچکی همانند تومورها از دیگر دلایل بهره‌گیری از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو می‌باشد. [٤] یکی از پرکاربردترین کدهایی که در پرتودرمانی استفاده می‌شود کد EGSnrc و زیر مجموعه های آن از جمله BEAMnrc، DOSXYZnrc و CTCREATE می‌باشد. [٥]

در این مطالعه سعی شده است، علاوه بر شبیه‌سازی بخش‌های مختلف سیستم گامانایف به روش مونت‌کارلو و بررسی پارامترهای توزیع دز در ناحیه ایزوسنتر در فانتوم آب، به ارزیابی توزیع دز به دو روش تعریف از طریق طراحی هندسی (Non_CT data input) و یا با استفاده از تصاویر سی تی فانتوم همگن کروی(Phantom create from CT data) در کد DOSXYZnrc پرداخته شود. لازم به ذکر است تا کنون هیچ مطالعه‌ای در خصوص مقایسه این دو روش و تاثیر آن بر توزیع دز حاصل انجام نشده است و با توجه به مزایا و معایب هر یک از این روش‌ها، مقایسه اثر آن‌ها بر توزیع دز جهت انتخاب بهترین روش شبیه‌سازی امری ضروری به نظر می‌رسد.

۲. مواد و روش‌ها

برای اجرای این مطالعه دو مرحله پیاده‌سازی شد. در مرحله اول تابش‌دهی فانتوم همگن و کروی آب که در کنترل کیفی دستگاه به کار گرفته می‌شود، با استفاده از فیلم EBT3 انجام شد. از آن‌جایی که فیلم یک دزیمتر ثانویه است و قابلیت اندازه‌گیری دز جذبی مطلق را ندارد، برای مشخص کردن پاسخ آن‌ها به یک دز مشخص باید کالیبراسیون صورت پذیرد. در مرحله دوم هد دستگاه گامانایف مدل C 4 با استفاده از کد BEAMnrc و DOSXYZnrc شبیه‌سازی شد. فانتوم همگن کروی نیز با هر دو روش با و بدون تصاویر سی تی در کد DOSXYZnrc تعریف شد.

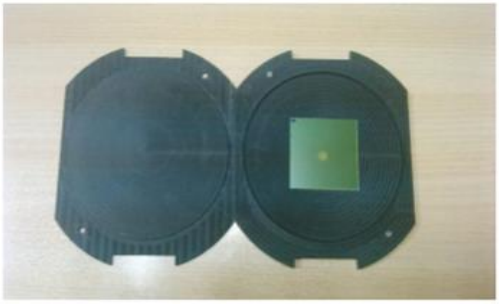
۱،۲. کالیبراسیون فیلم EBT3 و تابش دهی فانتوم آب

ابتدا به منظور اندازه‌گیری خروجی دستگاه میزان تابش زمینه و نشتی دستگاه با اتاقک یونش اندازه گرفته شد و سپس اتاقک یونش در کاست مخصوص و بین دو نیم‌کره قرار داده شد و فانتوم کروی در داخل دستگاه بسته شد. بر طبق دستورالعمل گامانایف مدل C٤ جهت تابش از کولیماتور ۱۸mm استفاده شد. [٦] پس از تابش و با داشتن ضرایب مربوطه مانند ضرایب تصحیح فشار و دما و هم‌چنین کم کردن میزان نشتی دستگاه خروجی آن بدست آمد.

فیلم‌های بریده شده در ابعاد ۵×۵ سانتی‌متری در کاست مخصوص قرار دادن فیلم جایگذاری شد. در شکل ۱ کاست به همراه فیلم EBT3 بریده شده مشاهده می‌شود. پس از قرار دادن کاست داخل فانتوم و گرفتن تصاویر سی تی به منظور انتقال به سیستم طراحی درمان، فانتوم داخل دستگاه قرار گرفت. همانند تابش‌دهی اتاقک یونش و بر طبق دستورالعمل

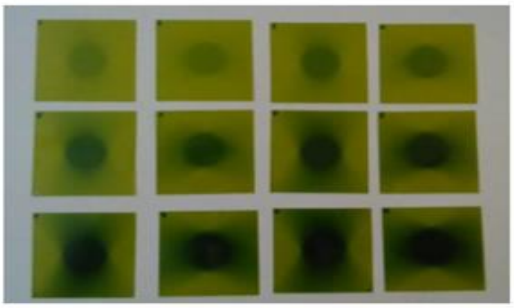
دستگاه، از کولیماتور ۱۸ mm استفاده شد. تابش‌دهی فیلم‌ها در دزهای ۰ تا ٤٠ گری در فواصل منظمی صورت گرفت. با داشتن خروجی دستگاه و میزان دز لازم، زمان تابش اندازه‌گیری و پرتودهی انجام شد. شکل ۲ نمایی از فانتوم کروی قرار گرفته در دستگاه گامانایف به همراه کولیماتور ۱۸ را نشان می‌دهد .

جهت اندازه‌گیری خطا، تابش‌ها در هر دز با سه قطعه فیلم صورت پذیرفت. فیلم‌ها برای اسکن به مدت ٤٨ ساعت در جعبه‌ای تاریک قرار داده شد تا ثبات پس از تابش برقرار شود. شکل ۳ فیلم‌های تابش داده شده با دستگاه گامانایف را نشان می‌دهد.



شکل (۱): نمایی از کاست مخصوص قرار دادن فیلم در فانتوم کروی دستگاه گامانایف مدل 4C به همراه فیلم EBT3

شکل (۲): فانتوم کروی قرار گرفته در دستگاه گامانایف.

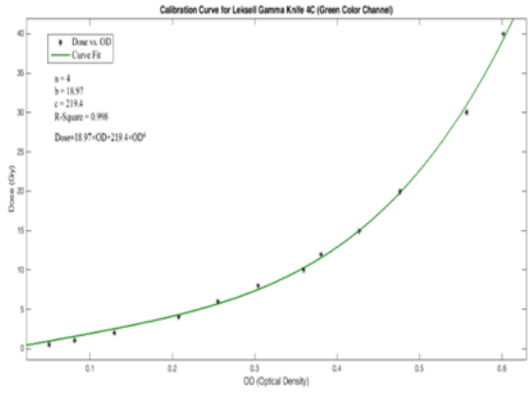


شکل (۳): نمایی از فیلم های EBT3 تابش داده شده با دستگاه گامانایف[۹].

اسکن فیلم‌ها با اسکنر Microtek 9800XL، توسط نرم‌افزار Microtek Scan Wizard Pro و با رزولوشن ۱۵۰dpi انجام شد. از نرم‌افزار ImageJ برای آنالیز و بدست آوردن مقدار پیکسل هر فیلم استفاده شد. [۷] و مقدار چگالی اپتیکی فیلم‌ها با رابطه ۱ محاسبه گردید که Net OD مقدار چگالی اپتیکی فیلم،I مقدار پیکسل فیلم تابش ندیده و I_i مقدار پیکسل تابش دیده است. [۹-۸]

$$Net\ OD = \log(\frac{I}{Ii}) \qquad (۱)$$

پس از بدست آوردن مقادیر مرتبط با هر فیلم، با الگوریتمی به نام Levenberg-Marquardt، بهترین منحنی منطبق شده با داده‌ها یعنی منحنی کالیبراسیون رسم گردید. شکل ٤ منحنی کالیبراسیون را برای هلمت ۱۸ نشان می‌دهد. [۹]

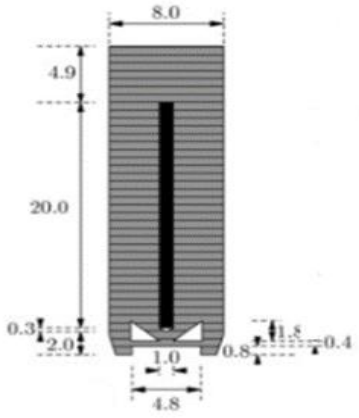


شکل (۴): منحنی کالیبراسیون هلمت ۱۸ در دستگاه گامانایف .پارامترهای انطباق و درجه جمله غیر خطی و ضریب

رگرسیون در نمودار مشخص شده است. ضریب رگرسیون ۰,۹۹۸ می‌باشد[۹].

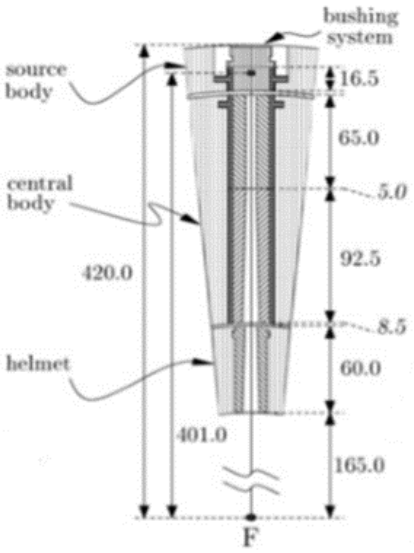
۲,۲. شبیه‌سازی مونت‌کارلو

سیستم گامانایف دارای ۲۰۱ چشمه کبالت۶۰ با انرژی ۱/۱۷MeV و ۱/۳۳MeV (بطور میانگین ۱/۲۵ MeV) با نیمه عمر تقریبی ۵/۳ سال و اکتیویته ۶۰۰۰ کوری در زمان نصب می‌باشد. این چشمه‌ها در هندسه‌ای به صورت نیم‌کره به شعاع ۴۰/۱ سانتی‌متر چیده شده‌اند. در واقع هر چشمه شامل ۲۰ قرص کبالت۶۰ با ضخامت 1mm درون کپسولی به ارتفاع ۲۰mm می‌باشند و این کپسول‌ها هم درون کپسول دیگری از جنس آهن قرار گرفته‌اند و فضای بین آن‌ها لایه‌ی نازکی از هوا قرار دارد. این دستگاه شامل دو کولیماتور اولیه و ثانویه می‌باشد. همان‌طورکه در شکل ۵ مشاهده می‌شود کولیماتور اولیه در بدنه‌ی اصلی دستگاه از دو لایه تشکیل شده است، لایه‌ی ابتدایی به ضخامت ۶۵ mm که تا ۹۶٪ آن تنگستن است و لایه‌ی دوم به ضخامت ۹۲ mm از سرب ایجاد شده‌اند. کولیماتور ثانویه که روی یک کلاه خود در اندازه‌های مشخص ۱۸ mm، ۱۴، ۸، ۴ قرار دارد، دارای ضخامت ۶۰ mm و از جنس تنگستن می‌باشد. کولیماتورهای ثانویه برای ایجاد اندازه ی میدان مورد نظر در راستای کولیماتور اولیه قرار می‌گیرند و بین این دو کولیماتور فاصله‌ای به ضخامت ۸/۵ mm از هوا ایجاد می‌شود.



شکل (۵): شماتیکی کپسول حاوی قرص‌های کبالت.

مطابق شکل ۶ مسیر عبور پرتو، مخروطی شکل است و اندازه‌ی زاویه‌ی راس آن به نوع هلمت بستگی دارد و نشان‌دهنده میزان پهن‌شدگی پرتوهای گامای تولیدی است. در جدول ۱ تفاوت اندازه‌ی روزنه‌های ورودی و خروجی در چهار نوع هلمت آمده است [۹].



شکل (۶): نمایی از یک تک کانال به همراه مواد تشکیل‌دهنده‌ی آن.

جدول (۱): تفاوت اندازه ی روزنه های ورودی و خروجی در کولیماتور های مختلف [۱۰].

	۱۸	۱۴	۸	۴
روزنه ورودی mm	۸/۳	۶/۳	۳/۸	۲
روزنه خروجی mm	۱۰/۶	۸/۵	۵	۲/۵
زاویه تابش(درجه)	۱/۲۸۷	۱/۰۳۲	۰/۶۰۷	۰/۳۰۳

به طور کلی کد BEAMnrc به عنوان یک سیستم شبیه‌سازی مونت‌کارلو برای مدل‌سازی منابع رادیوتراپی و هم‌چنین کد DOSXYZnrc برای محاسبه توزیع دز در در فانتوم تعریف شده با و بدون تصاویر سی تی مورد استفاده است.

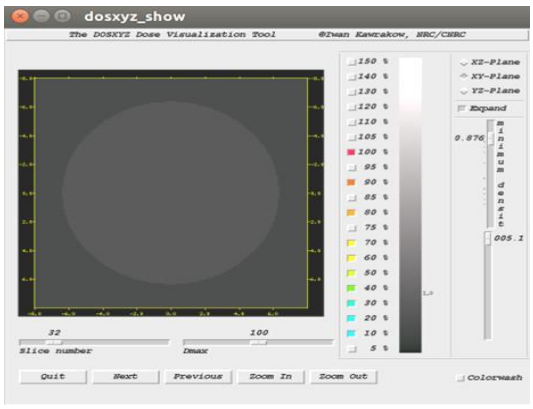
برای پیاده‌سازی هندسه دستگاه گامانایف از کد BEAMnrc به منظور تعریف یک تک کانال، مدول CONESTAK استفاده شد و در انتها از مدول SLAB تحت عنوان فضای فاز برای ذخیره اطلاعات ذرات شبیه‌سازی شده استفاده گردید. با توجه به یکسان بودن تمام ۲۰۱ چشمه و جدول ۲ که مختصات کروی تمام چشمه‌ها را دربردارد [۱۰]، هلمت دستگاه گامانایف در کد DOSXYZnrc شبیه‌سازی شد.

جدول ۲: نشان‌دهنده‌ی مختصات کروی چشمه‌ها.

α	A	B	C	D	E
θ^{α} (deg)	۹۶	۱۰۳/۵	۱۱۱	۱۱۸/۵	۱۲۶
φ^{α}_1 (deg)	۲۶۶/۲۵	۲۶۶	۲۶۱	۲۵۵/۵	۲۶۰
$\Delta\varphi^{\alpha}$ (deg)	۷/۵	۸	۹	۹	۱۰

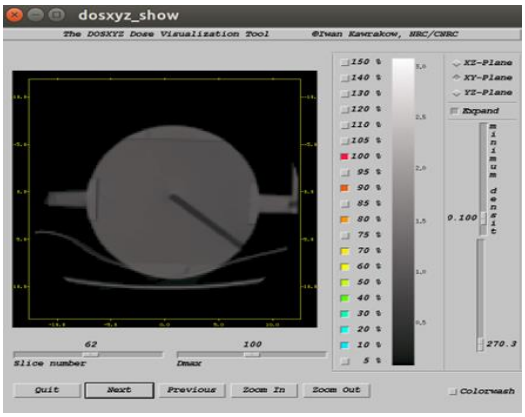
در مرحله نهایی شبیه‌سازی لازمه‌ی محاسبه توزیع دز در فانتوم، تعریف فانتوم با وارد کردن داده‌های فانتوم به یکی از دو روش Non_CT data input و Phantom create from CT data است.

در حالت Non_CT data input با استفاده از برنامه MATLAB ،وکسل‌های با پهنای ۰/۱cm فانتوم همگن و کروی از جنس پلاکسی گلاس (با نام تجاری PMMA) با چگالی ۱/۱۷gr/cm3 و محیط اطراف آن از جنس هوا (AIR700ICRU) شبیه‌سازی شد (شکل ۷).



شکل (۷): فانتوم همگن تعریف شده DOSXYZnrc به روش Non_CT data input.

در روش Phantom create from CT data فایلی با پسوند egsphant.* برای تعریف فانتوم مورد نیاز است. بنابراین از طریق CTCREATE، تصاویر سی تی فانتوم همگن و کروی مورد استفاده در کنترل کیفی دستگاه با ساختار DICOM به فایلی شامل اطلاعات تعداد مواد در فانتوم، نام مواد، تعداد وکسل‌ها در جهات x و y وz، مرز وکسل‌ها در جهات x و y وz و ماتریس دو بعدی در هر اسلایس تبدیل شد (شکل ۸).



شکل (۸): فانتوم همگن تعریف شده DOSXYZnrc به روش Phantom create from CT data.

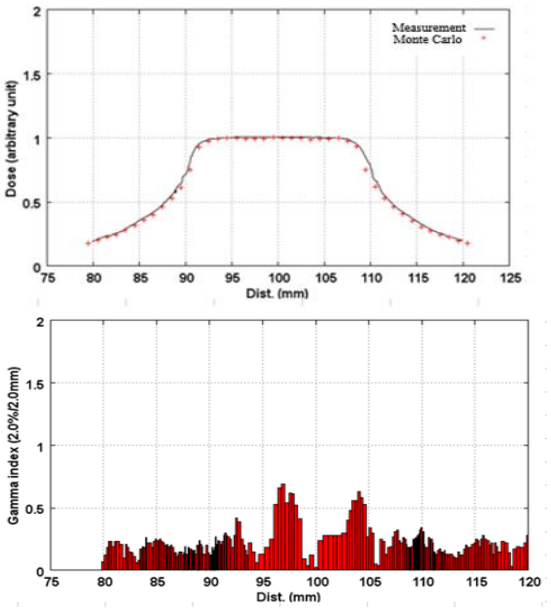
در این شبیه‌سازی تعداد تاریخچه ذرات یک میلیارد و پانصد ذره منظور گردید تا عدم قطعیت آماری برای همه وکسل‌ها کم‌تر از ۱٪ باشد. ماکزیمم زمان CPU نیز ۹۹۹۹ ساعت در نظر گرفته شد. هم‌چنین مقادیر ECUT=0.1MeV و PCUT=0.01MeV همانند کد BEAMnrc لحاظ شدند.

۳. یافته‌ها

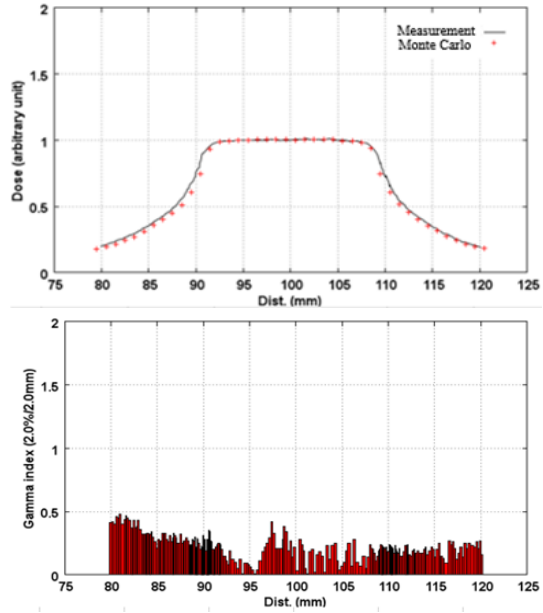
جهت اطمینان از شبیه‌سازی‌های انجام شده و به منظور اعتبارسنجی آن‌ها لازم بود صحت محاسبات حاصل از شبیه‌سازی مورد ارزیابی قرار گیرد لذا داده‌های پروفایل دز سیستم طراحی درمان LGP مربوط به فانتوم همگن در هلمت

۱۸ و هم‌چنین داده‌های پروفایل دز حاصل از شبیه‌سازی در فانتوم همگن و هلمت ۱۸ وارد نرم‌افزار GNUPLOT گردیده و سه پارامتر DD، DTA و γ-index بدست آمد. شایان ذکر است که در این مطالعه جهت ارزیابی معیار پذیرش یا ملاک سنجش برای پارامتر DD ،کم‌تر از ۲٪ و برای پارامتر DTA، کم‌تر از ۲ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. [۱۱]

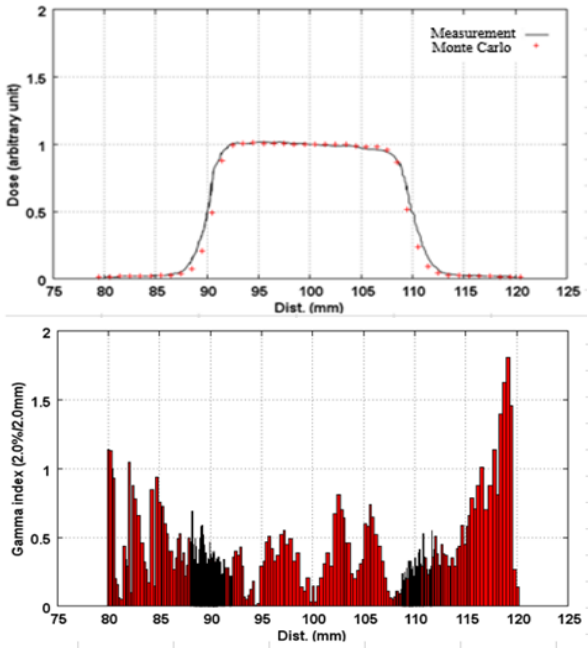
در شکل‌های ۹، ۱۰ و ۱۱ منحنی پروفایل‌های دز حاصل از شبیه‌سازی مونت‌کارلو با اندازه‌گیری‌های فیلم در هر سه راستای x و y و z با یکدیگر مقایسه شده است. همان‌طور که در هر سه جهت ملاحظه می‌شود شاخص گاما کوچک‌تر و یا مساوی یک است و می‌توان نتیجه گرفت که محاسبات در این نقاط قابل قبول است.



شکل (۹): منحنی پروفایل‌های دز اندازه‌گیری و شبیه‌سازی مونت‌کارلو در راستای x.



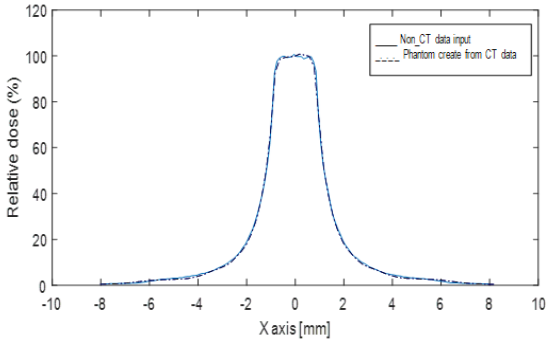
شکل (۱۰): منحنی پروفایل‌های دز اندازه‌گیری و شبیه‌سازی مونت‌کارلو در راستای y به همراه نمودار γ-index.



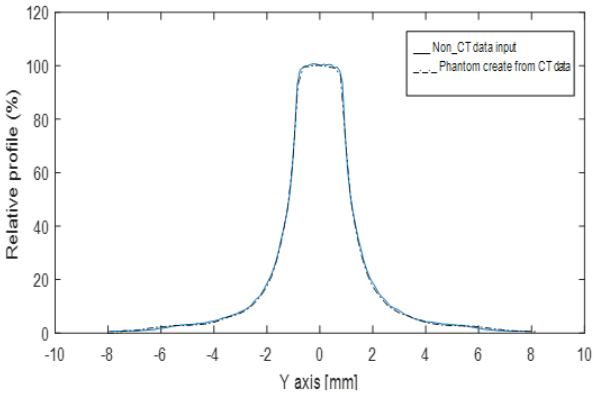
شکل (۱۱): منحنی پروفایل‌های دز اندازه‌گیری و شبیه‌سازی مونت‌کارلو در راستای z به همراه نمودار γ-index.

در شکل‌های ۱۲، ۱۳ و ۱٤ هدف اصلی این مطالعه یعنی ارزیابی توزیع دز در هر سه راستای x و y وz به دو روش تعریف از طریق طراحی هندسی (Non_CT data input) و یا با استفاده از تصاویر سی تی فانتوم همگن کروی(Phantom

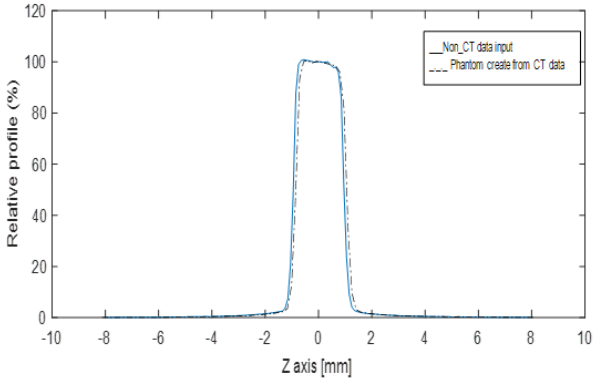
create from CT data) در کد DOSXYZnrc نشان داده شده است.



شکل (۱۲): منحنی پروفایل دز در راستای x از طریق طراحی هندسی (Non_CT data input) و یا با استفاده از تصاویر سی تی فانتوم همگن کروی(Phantom create from CT data).



شکل (۱۳): منحنی پروفایل دز در راستای y از طریق طراحی هندسی (Non_CT data input) و یا با استفاده از تصاویر سی تی فانتوم همگن کروی(Phantom create from CT data).



شکل (۱۴): منحنی پروفایل دز در راستای z از طریق طراحی هندسی (Non_CT data input) و یا با استفاده از تصاویر سی تی فانتوم همگن کروی(Phantom create from CT data).

۴. بحث و نتیجه‌گیری

همان‌طور که در شکل‌های (٦) و (٧) و (٨) مشاهده می‌شود کلیه پروفایل‌ها (شبیه‌سازی مونت‌کارلو و اندازه‌گیری فیلم) در هر سه جهت اصلی سیستم مختصات دستگاه گامانایف، شاخص گامای کوچک‌تر و یا مساوی یک دارند و دو پارامتر DD و DTA در داخل معیار پذیرش قرار گرفته‌اند (٪۲= DD و ٪۲=DTA).

نتایج شبیه‌سازی بدست آمده در این مطالعه نشان می‌دهد پروفایل دز در دو روش تعریف فانتوم از طریق طراحی هندسی (Non_CT data input) و با استفاده از تصاویر سی تی فانتوم همگن کروی (Phantom create from CT data) از نظر شکل و پهنای پروفایل دز بسیار نزدیک به هم هستند و از هر یک از این دو روش می‌توان استفاده نمود.

هر کدام از این دو روش مزیت‌هایی نسبت به دیگری دارد. از روش Non_CT data input می‌توان در تعریف فانتوم‌های همگن با هندسه‌ی ساده مثل مکعب به راحتی استفاده نمود. روش Phantom create from CT data برای فانتوم‌هایی با هندسه پیچیده مانند فانتوم‌های کروی و به خصوص فانتوم‌های ناهمگن مناسب است که البته در صورت وجود تصاویر سی تی فانتوم و اطلاع از تعداد و نام مواد به کار رفته در فانتوم و تابع تبدیل دانسیته به اعداد سی تی، می‌توان از این روش استفاده نمود.

۵. تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از پرسنل مرکز گامانایف ایران قدردانی و تشکر می‌شود. این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی تهران با کد ۹٤-۰۳-۳۰-۳۰۰۳۱ می‌باشد.

۶. مراجع

[1] Pourfallah TA, Allahverdi M, Alam NR, Ay MR, Zahmatkesh MH. Verifying the accuracy of dose distribution in Gamma Knife unit in presence of inhomogeneities using PAGAT polymer gel dosimeter and MC simulation. International Journal of Radiation Research. 2009; 7(1):49-56.

[2] Khan FM, Gibbons JP. Khan's the Physics of Radiation Therapy: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.

[3] Zhang P. Fast verification of Gamma Knife treatment plans. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2000; 1(4):158-64.

[4] Thuc P. Simulation of the transmitted dose in EPID using a Monte Carlo method: M. Sc. Thesis, University of Adelaide; 2009.

[5] Walters B, Kawrakow I, Rogers D. DOSXYZnrc user manual. NRC Report PIRS. 2005; 794.

[6] Elekta. Leksell gamma Knife C, Software upgrade, Instruction for use 2004.

[7] Raband W. Imagej. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA. 1997-2012.

[8] Farah N, Francis Z, Abboud M. Analysis of the EBT3 Gafchromic film irradiated with 6 MV photons and 6 MeV electrons using reflective mode scanners. Physica Medica. 2014; 30(6):708-12.

[9] Najafi M, Geraily GH, Shirazi A, Esfahani M, Teimouri J. Analysis of Gafchromic EBT3 film calibration irradiated with gamma rays from different systems: Gamma Knife and Cobalt-60 unit. Medical Dosimetry 2017; 42: 159-168.

[10] Al-Dweri, FMO, Lallena AM. A simplified model of the source channel of the Leksell Gamma Knife®: testing multisource configurations with PENELOPE. Physics in Medicine & Biology. 2004; 49:3441-3453.

[11] Elekta. A new TMR dose algorithm in Leksell GammaPlan [white paper]. Article No. 1021357.00. Stockholm, Sweden: Elekta Instrument AB; 2012.