

اندازه‌گیری میزان دز ژل پرتو داده شده در پرتودرمانی خارجی به کمک دستگاه اپتیکال سی تی

محمد مهدوی^{۱*}، علی شبستانی منفرد^۲، زینب عبدی^۱، معصومه حسین نژاد^۱ و محمد داوودی^۲

^۱گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده علوم پایه، دانشگاه مازندران، بابلسر، مازندران، ایران.

^۲دانشگاه علوم پزشکی بابل، بابل، مازندران، ایران.

*مازندران، بابلسر، دانشگاه مازندران، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک هسته‌ای، کدپستی: ۴۷۴۱۵-۴۱۶

پست الکترونیکی: m.mahdavi@umz.ac.ir

چکیده

در این تحقیق به منظور مطالعه، از ژل پلیمر MAGIC-f جهت تعیین میزان دز جذبی به روش پرتودرمانی خارجی استفاده شده است. ژل MAGIC-f در شرایط نرمال فشار و دما ساخته شده و تحت تابش دستگاه شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس با انرژی ۶ مگاولت در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع و در عمق ۱۰ سانتی متری قرار گرفته است. ضمن شبیه‌سازی سر دستگاه شتاب‌دهنده به روش مونت کارلو با کد BEAMnrc، درصد دز عمقی (PDD) و پروفایل دز در میدان‌های مختلف ۴×۴، ۶×۶ و ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع با کد DOSXYZnrc محاسبه شده است. هم‌چنین پس از پرتودهی ژل، خوانش ژل توسط دستگاه سی تی اپتیکی (OCT) طراحی و ساخته شده در آزمایشگاه هسته‌ای دانشگاه مازندران انجام شده است. نتایج حاصل از کار تجربی و شبیه‌سازی انجام شده حاکی از این است که نمودار PDD و پروفایل دز با میزان خطای حداکثر ۲٪ انطباق بسیار خوبی داشته و این نتایج تأییدی بر دقت و کارایی دستگاه OCT طراحی شده در خوانش دز در پرتودرمانی می‌باشد.

کلیدواژگان: پرتودرمانی خارجی، ژل پلیمر MAGIC-f، دز جذبی، روش مونت کارلو، درصد دز عمقی (PDD)، سی تی اپتیکی (OCT).

۱. مقدمه

انسان، آن‌ها را در نوع خود منحصر به فرد نموده است. این دزیمتر قابلیت تایید دزهای پیچیده در تنظیمات کلینیکی نظیر رادیوتراپی تطبیقی و سایر روش‌های درمانی را دارد. این ابزارهای اندازه‌گیری دز سه بعدی، دزیمترهای مبتنی بر پلیمر می‌باشند که خاصیت ماده را در واکنش به پرتو تغییر می‌دهند [۱، ۲]. این دزیمترها اطلاعات توزیع دز پرتو را به صورت

ژل‌های پلیمری حساس به تابش تنها روش دزیمتری سه بعدی در محدوده تابش‌های درمانی می‌باشند. هم‌چنین این ژل‌ها هم‌زمان به عنوان فانتومی عمل می‌کنند که توزیع دز جذب شده در آرایش سه بعدی کامل را اندازه‌گیری می‌کنند. دزیمترهای ژلی، دزیمترهایی با قابلیت ثبت توزیع دز کلی درون خود هستند. قابلیت شکل‌پذیری با هر فرم بافتی از بدن

بیولوژیکی با اندازه‌گیری نور انعکاسی و با قابلیت تفکیک‌پذیری بالا انجام می‌شود [۶]. تصاویر OCT، مجموعه داده دوبعدی هستند که انعکاس نور را در سطح مقطع از راه ژل معادل بافت نشان می‌دهند. گور در سال ۱۹۹۶ روش جدیدی را برای دزیمتری سه‌بعدی با استفاده از پرتونگاری نوری، برای اسکن ژل معادل بافت که تحت تشعشعات یونیزه‌کننده انرژی بالا به‌نمایش گذاشته شده بود، معرفی کرد [۷].

از دیدگاه نظری، یکی از روش‌های دزیمتری استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو است که به‌صورت آزمایشی می‌توان داده‌های این روش را با دزیمتر اعتبارسنجی کرد. از طرف دیگر شبیه‌سازی مونت کارلو^۹ یکی از پرکاربردترین ابزارهای کمکی در دزیمتری است. استفاده از کدهای شبیه‌سازی مونت کارلو در پزشکی هسته‌ای می‌تواند با ترکیب با داده‌های دزیمتری، دقیق‌تر عمل کند [۸]. شبیه‌سازی مونت کارلو معمولاً به‌عنوان ابزاری برای پیش‌بینی توزیع دز در فانتوم استفاده می‌شود، به‌خصوص در مواردی که اندازه‌گیری دز آزمایشی، بسیار دشوار می‌باشد. به‌منظور استفاده از کد مونت کارلو برای محاسبه میزان دز یک بیمار نیازمند برآورد خوبی از توزیع بار، انرژی، موقعیت و جهت ذرات در خروجی سر درمان شتاب‌دهنده خطی است. تمام این اطلاعات در فایل به نام داده‌های فضای فاز^{۱۰} گنجانده شده است [۹].

در این مطالعه به توانایی ژل MAGIC-f برای ارزیابی دز جذبی به‌روش OCT خواهیم پرداخت و نتایج آن را با نتایج حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو با کد محاسباتی EGSnrc^{۱۱} مقایسه و میزان خطا و دقت و کارایی خوانش دز توسط دستگاه سی تی اپتیکی طراحی شده برآورد خواهد شد.

سه‌بعدی ثبت می‌کنند و به‌صورت انواع ژل با نام‌های MAGIC-f^۵، MAGIC^۴، BANANA^۳، BANG^۲، PAG^۱ و ... هم‌چنین در شکل جامد به عنوان دزیمتر پلاستیکی جامد موجود هستند. دزیمتری ژل با هدف ارائه اطلاعات دقیق سه‌بعدی از دز در برنامه‌های پرتودرمانی پیچیده، مورد بررسی گسترده قرار گرفته است. ژل پلیمری که در این کار تحقیقاتی مورد بررسی قرار گرفته است، ژل MAGIC-f می‌باشد. این ژل به‌دلیل دارا بودن نقطه ذوب ۶۹ درجه سانتی‌گراد و حفظ تمامیت ژلاتین در مدت زمان طولانی پس از تابش، از پایداری عالی در پاسخ برخوردار می‌باشد [۳]. واکنش‌های شیمیایی القای تابشی باعث تغییر خواص فیزیکی و شیمیایی مختلف در ژل‌ها می‌گردد. این تغییرات متناسب با دز جذب شده در ژل است. البته میزان این تغییرات در ترکیبات ژلی مختلف می‌تواند متفاوت باشد. از این تغییرات شیمیایی یا فیزیکی می‌توان برای تعیین دز جذبی با بهره‌مندی از شیوه مناسب استخراج داده‌ها استفاده نمود. ژل دزیمتر با استفاده از چندین شیوه تصویربرداری سه بعدی از جمله تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۱ (MRI)، پرتونگاری پرتو ایکس^۷ (XCT) و پرتونگاری نوری^۸ (OCT) قابل خوانش می‌باشد [۴].

پرتونگاری نوری (OCT) نوع جدیدی از روش تصویربرداری است که تصویر ساختار مقطعی داخلی بافت با استفاده از اندازه‌گیری انعکاس نوری (OCT)، برای اولین بار در سال ۱۹۹۱ به نمایش درآمده است [۵]. در این روش تصویربرداری مقطعی از ساختار داخلی مواد و سیستم‌های

^۱ Polyacrylamide gel

^۲ Bis, acrylamide, nitrogen, and gelatin

^۳ Bis, acrylamid, nitrous oxide and agarose

^۴ Methacrylic and ascorbic acid in gelatin initiated by copper

^۵ Methacrylic Ascorbic acid in Gelatin Initiated by Copper added formaldehyde

^۶ Magentic resonance imaging

^۷ X-ray Computed Tomography

^۸ Optical Coherence Tomography

^۹ Monte carlo simulation

^{۱۰} Phase space

^{۱۱} Electron gamma shower(EGS) National Research Council of Canada(nrc)

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. ساخت ژل



شکل (۲): نمایی از ژل ساخته شده درون ویال‌های ژل.

۲.۲. پرتودهی

تابش‌دهی ژل‌ها، ۲۴ ساعت بعد از ساختشان توسط شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس ۶ مگاولتی (Primus linac Siemens) موجود در مرکز پرتودرمانی شهید رجایی بابلسر انجام شده است. برای پرتودهی از شش ویال ژل استفاده شد که به پنج عدد از این ویال‌ها دز ۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲ و ۴ گری داده شده است. به ویال باقیمانده به‌عنوان ژل با دز صفر گری هیچ‌گونه پرتویی داده نشده است. این ویال‌ها در عمق ۱۰ سانتی‌متری به‌صورت عمودی در فانتوم آب از جنس پرسپکس به ابعاد ۱۵×۱۵×۳۰ سانتی‌متر مکعب با فاصله چشمه تا سطح^۲ (SSD) برابر ۱۰۰ سانتی‌متر، اندازه میدان ۱۰×۱۰ سانتی‌متر مربع و با آهنگ دز ۲۳۷ MU/min مورد پرتودهی قرار گرفتند. فانتوم در حالی که ظرف‌های ژل در آن جای داده شده بودند روی تخت درمان قرار داده شد. در شکل ۳ مشاهده می‌شود که ژل پس از پرتوگیری مات و کدر شده و هر چه میزان دز پرتو بیشتر شده، کدری ژل نیز افزایش یافته است. شکل ۴ نحوه‌ی قرارگیری تیوب‌ها برای پرتودهی را نشان می‌دهد.



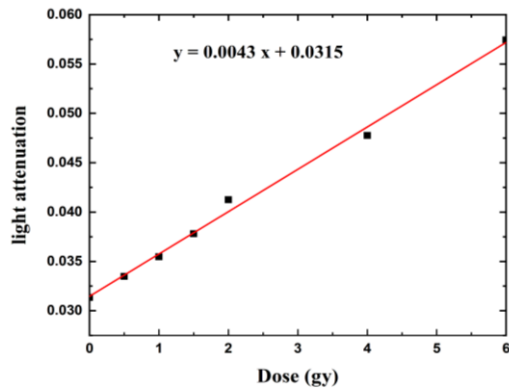
شکل (۳): نمونه ژل‌های تابش داده شده در این مطالعه.

با توجه به دستورالعمل‌های موجود در مراجع، ژل MAGIC-f تهیه گردید [۱۰]. فرایند تهیه ژل بسیار حساس به دما بوده و در تمام مراحل تهیه باید کنترل دمایی انجام گیرد. این نوع ژل از مواد اولیه شیمیایی شامل ۸۲ درصد آب مقطر، ۸/۲ درصد ژلاتین، ۵/۸ درصد متاکریلیک‌اسید، ۳ درصد فرمالدهید، ۲ درصد سولفات مس و ۰/۰۳۵۲ درصد آسکوربیک‌اسید می‌باشد (مجتمع شیمیایی دکتر تقی اف، آمل، مازندران، ایران). جهت تهیه ۶۰۰ میلی‌لیتر ژل MAGIC-f، ۴۸۰ میلی‌لیتر آب خالص را داخل ظرف ریخته و ۴۹/۲ گرم ژلاتین در دمای اتاق به آب مقطر اضافه و تا دمای ۴۵ درجه توسط هیتر گرم شد و هم‌زمان به‌هم‌زده می‌شوند تا ژلاتین کاملاً ذوب گردد. بعد از تقریباً ۳۰ دقیقه هیتر خاموش شد تا به دمای ۳۵ درجه برسد. سپس ۰/۲۱۱۲ گرم اسید آسکوربیک، ۱۲ میلی‌گرم سولفات مس و ۱۸ میلی‌لیتر فرمالدهید اضافه شدند و بعد از ۵ دقیقه ۳۰ گرم متاکریلیک‌اسید اضافه شد (شکل ۱). پس از آماده شدن ژل، آن را وارد ویال‌هایی استوانه‌ای به ارتفاع ۹ سانتی‌متر و قطر ۳ سانتی‌متر از جنس پرسپکس نموده و سپس با استفاده از درپوش‌های تهیه شده کاملاً بسته شدند، به‌طوری که از نفوذ هوا به داخل آن‌ها جلوگیری شود. شکل ۲ ژل آماده شده درون ظروف ژل را نشان می‌دهد. سپس تمامی محلول به‌مدت یک روز در دمای ۴ درجه، در یخچال نگهداری شدند.



شکل (۱): ژل MAGIC-f در حال ساخت.

¹² Source to Surface Distance



شکل (۵) نمودار کالیبراسیون مربوط به دستگاه OCT.

۴.۲. شبیه‌سازی مونت کارلو

در این پروژه از شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس واقع در بیمارستان شهید رجائی بابل‌سر که دارای انرژی تابشی ۶ مگاولتی فوتون پرتو ایکس بوده استفاده شده است. در بخش اول با استفاده از کد BEAMnrc سر شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس طراحی شده و یک فایل فضای فازی از شبیه‌سازی کد BEAMnrc تولید شد. این فایل حاوی داده‌های بخش عرضی برای ذرات با انرژی جنبشی کم‌تر از ۱ MeV برای تمام مواد مختلف مورد استفاده در شتاب‌دهنده است. در بخش دوم، فایل‌های فضایی فاز به‌عنوان یک منبع برای DOSXYZnrc مورد استفاده قرار گرفتند و محاسبه دز در فانتوم آب انجام شد [۱۲]. خروجی اصلی 3D-Dose است که همان ماتریس سه‌بعدی دز است که این یک فایل متنی است و اطلاعات موجود در آن را می‌توان به محیط اکسل برده و نمودارهای لازم را رسم نمود.

۳. نتایج

۱.۳. نتایج حاصل از خوانش ژل با اسکنر کامپیوتری-

نوری

بعد از تابش دهی ژل، تمام ویال‌های ژل با سیستم تصویربرداری کامپیوتری نوری ساخته شده (شکل ۶) اسکن شد.

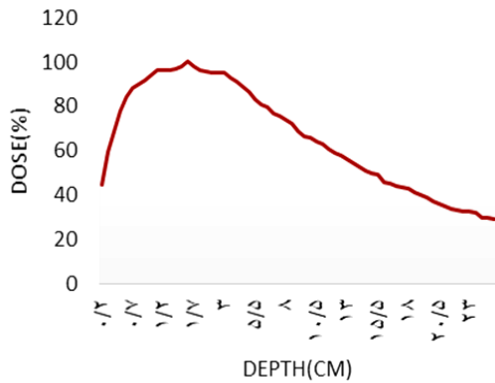


شکل (۴): فانتوم آب و نحوه چینش ویال‌ها در فانتوم آب.

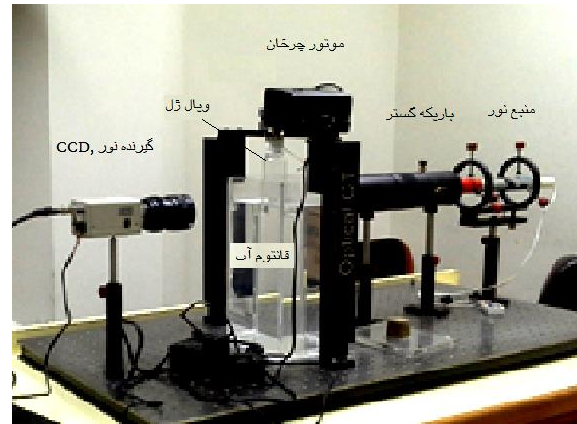
نمایی از دستگاه IMRT و نحوه قرارگیری فانتوم آب.

۳.۲. تصویربرداری اپتیکی (OCT)

تصویربرداری ۲۴ ساعت پس از ساخت به‌کمک دستگاه برش‌نگاری نوری-کامپیوتری ساخته شده در دانشگاه مازندران انجام شده است. ژل تابش‌دیده، درون آب از جنس پرسپکس به ابعاد ۱۵×۱۵×۳۰ سانتی‌متر مکعب ساخته شده است، قرار گرفته و ویال ژل به‌وسیله گیره‌ای به موتور چرخان متصل می‌گردد. با استفاده از این وان آب، باریکه پس از برخورد با نمونه با زاویه شکست کمتری منحرف می‌شود. برای کنترل موتور و حرکت دورانی ویال ژل مداری طراحی گردید. این مدار امکان چرخش ویال ژل با زوایای ۱ درجه را در فواصل زمانی ۱ ثانیه فراهم می‌کند. بنابراین ۳۶۰ تصویر در مدت ۶ دقیقه ثبت می‌شود. مبدل آنالوگ به دیجیتال موجب تبدیل تصاویر خام ایجاد شده توسط دوربین به مقادیر دیجیتال می‌شود. داده‌ها به محیط نرم‌افزار MATLAB منتقل و تصویر نمونه اسکن شده بازسازی می‌شود [۱۱]. برای رسم منحنی کالیبراسیون میزان تضعیف نور در برش‌های مقطعی ویال‌های ژل با دزهای مختلف پرتو، به‌دست آمد که تضعیف نور با میانگین‌گیری اعداد پیکسل در حجم کلی مقاطع ویال‌ها با استفاده از برنامه متلب محاسبه گردید (شکل ۵).



شکل (۸): نمودار درصد دز عمقی حاصل از اندازه‌گیری با ژل دزیتر و خوانش با اپتیکال سی تی.



شکل (۶): نحوه قرارگیری ویال ژل جهت تصویربرداری با دستگاه

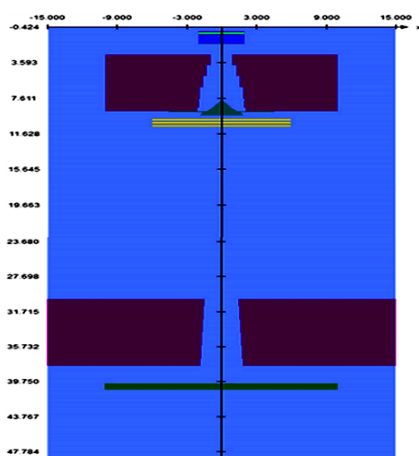
.OCT

۲.۳. شبیه‌سازی شتاب‌دهنده زیمنس پریموس ۶

مگاولتاژ

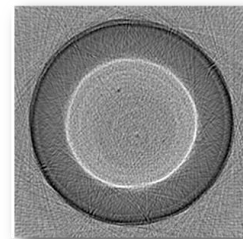
به کمک کد BEAMnrc سر شتاب‌دهنده خطی^۳ (linac) طراحی شده است (شکل ۹). فانتوم استفاده شده در این بخش، یک فانتوم مکعبی به ابعاد $15 \times 15 \times 30$ سانتی‌متر بوده که ویال‌های ژل استوانه‌ای حاوی ژل MAGIC-f به‌طور عمودی در مرکز آن قرار داده شده است. فاصله چشمه تا سطح فانتوم (SSD) برابر ۱۰۰ سانتی‌متر می‌باشد.

شبیه‌سازی در عمق ۱۰ سانتی‌متری و در سه میدان 10×10 ، 6×6 و 4×4 سانتی‌متر مربع انجام شد. سپس محاسبه دز و طراحی فایل دز ۳ بعدی توسط کد DOSXYZnrc انجام شده است.

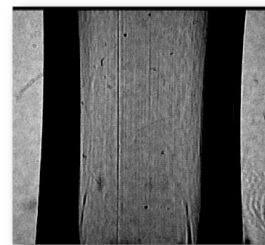


شکل (۹): سر شبیه‌سازی شده شتاب‌دهنده خطی زیمنس پریموس.

پس از پردازش داده‌ها در نرم‌افزار متلب و به‌دست آوردن تصاویر سطح مقطعی (شکل ۷)، منحنی کالیبراسیون مربوط به دستگاه OCT (شکل ۵) و نمودار درصد دز عمقی رسم شده‌اند. شکل ۸ تغییرات درصد دز عمقی برای اسکن ژل MAGIC-f توسط دستگاه تصویربرداری سی تی اپتیکی را نشان می‌دهد، همان‌گونه که مشاهده می‌شود در عمق $1/09$ سانتی‌متری، دز جذبی به بیشینه مقدار خود در ژل رسیده است.



الف



ب

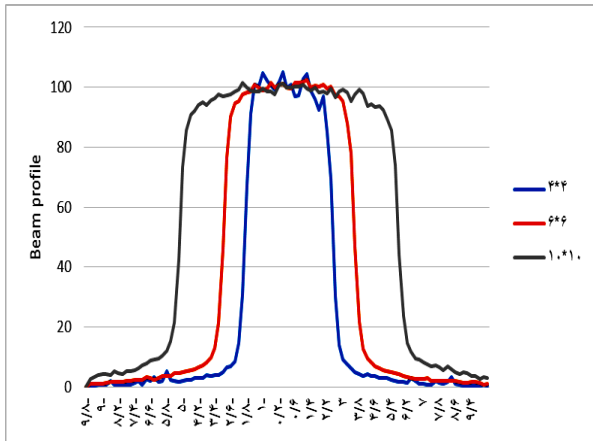
شکل (۷): الف) یک برش از ویال حاوی ژل یکنواخت.

ب) نمونه‌ای از تصاویر پراجکشن‌های به‌دست آمده از ویال‌های حاوی

ژل.

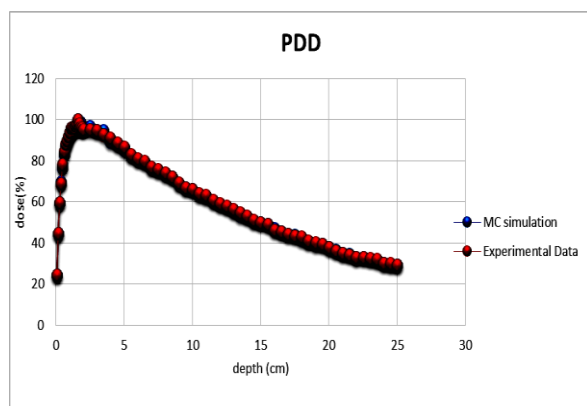
¹³ Linear accelerator

واقع در عمق ۱۰ سانتی متر و در میدان های ۴×۴، ۶×۶ و ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع تعریف شده اند. شکل ۱۱ نشان دهنده پروفایل دز در میدان های مختلف است که به کمک کد EGSnrc به دست آمده است.



شکل (۱۱): نمایش پروفایل دز به دست آمده از کد EGSnrc در صفحه واقع در عمق ۱۰ سانتی متر برای میدان های ۴×۴، ۶×۶ و ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع.

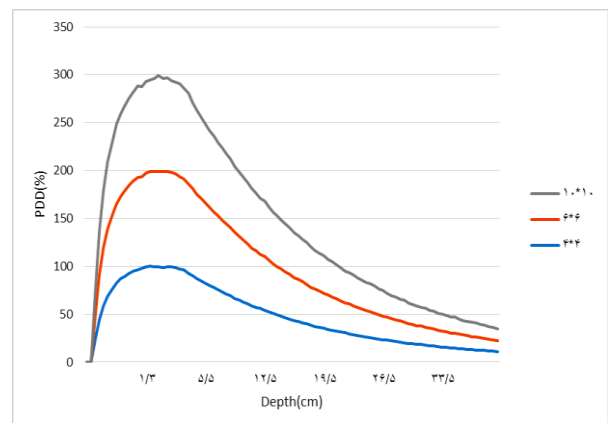
شکل های (۱۲ و ۱۳) به ترتیب نشان دهنده درصد دز عمقی و توزیع دز نسبی برحسب فاصله برای میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع است که با داده های تجربی مقایسه شده است. با توجه به این نمودارها نقطه بیشینه مقادیر محاسباتی به کمک کد EGSnrc و اندازه گیری دز با ژل دزیمتر تطبیق خوبی با هم دارند، به طوری که حداکثر اختلاف دز نقاط، حدود ۰.۲٪ و حداقل اختلاف دز حدود ۰.۱٪ می باشد.



شکل (۱۲): مقایسه تغییرات دز جذبی محاسبه شده با کد EGSnrc و اندازه گیری شده با ژل در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع.

دز بیشینه در میدان های ۴×۴، ۶×۶ و ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع به ترتیب در عمق ۱/۴، ۱/۷ و ۱/۶ سانتی متر به دست آمده است. میزان دز در این عمق ها به ترتیب ۱/۴۴۴، ۱/۴۹۶ و ۱/۶۳۵ گری بوده است. این درحالی است که در شرایط مشابه با کار تجربی، دز بیشینه در ژل در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع در عمق ۱/۵۹ سانتی متری به دست آمده است. خطای محاسبه شده بین کار تجربی و شبیه سازی انجام شده با مقدار ۲٪ برآورد می شود.

در شکل ۱۰ نمودار درصد دز عمقی برای میدان های مختلف ارائه شده است. به منظور نمایش سه منحنی در یک نمودار، منحنی های مربوط به میدان های ۶×۶ و ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع به ترتیب در ضرایب ۲ و ۳ ضرب شده اند. مشاهده می شود که میزان دز در میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع بیشتر از دو میدان دیگر می باشد.

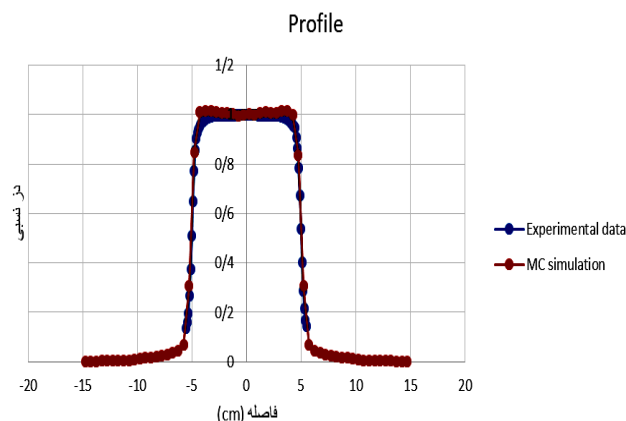


شکل (۱۰): مقایسه درصد دز عمقی محاسبه شده با EGSnrc بر روی محور مرکزی برای سه میدان ۴×۴، ۶×۶ و ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع در شرایط نرمالیزه شده نسبت به عمق ۱۰ سانتی متر.

توزیع دز در طول محور مرکزی باریکه فقط قسمتی از اطلاعات مورد نیاز برای توصیف دز دقیق در بیمار را می دهد. توزیع دز در دو بعد و سه بعد با اطلاعات محور مرکزی همراه با پروفایل های خارج از محور تعیین می شود. بررسی توزیع دز سطحی در هر عمق در فانتوم با تعریف سلول انجام شده است، این سلول ها در امتداد دو محور X و Y در صفحات

۴. بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه از ژل پلیمر MAGIC-f جهت تعیین میزان دز جذبی به روش پرتودرمانی خارجی در میدان 10×10 سانتی‌مترمربع و عمق ۱۰ سانتی‌متری استفاده شد. ژل پلیمر MAGIC-f از لحاظ حساسیت، پایداری و نقطه ذوب نسبت به سایر دزیمترهای پلیمر ژل نورموکسیک، برتری دارد. نتایج حاصل از بازسازی تصاویر گرفته شده از ژل معادل بافت نشان‌دهنده آن است که دستگاه سی تی اپتیکی به دلیل دقت زیاد، هزینه کم و کاربری آسان، اطمینان بالایی را برای پزشکان تضمین خواهد نمود. درستی کارکرد این سیستم با استفاده از یک منبع نور مرئی و چندین نمونه‌ی آزمایشی در مرجع ۶ توسط طراح و سازنده دستگاه مورد بررسی قرار گرفته است. پس از مقایسه دستگاه OCT با سیستم تصویربرداری MRI که یک سیستم استاندارد می‌باشد، میزان خطای این دستگاه را $1/3\%$ برآورد گردید [۶]. این سیستم با الگوریتم به‌کار گرفته شده، قادر به بازسازی تصاویر سه‌بعدی از تصاویر برشی مقطعی جسم می‌باشد. همان‌گونه که در این تحقیق بیان شده، نتایج بسیار خوبی از این سیستم تصویربرداری حاصل گردید. امید است با مطالعات بیشتر در زمینه روش‌های خوانش دزیمترهای پلیمر ژل و رفع محدودیت‌ها و افزایش حساسیت آن، این روش اندازه‌گیری بتواند به‌عنوان یک ابزار در دسترس و کم‌هزینه جایگزین روش‌های متداول مثل MRI و CT شود.



شکل (۱۳): مقایسه پروفایل دز به‌دست آمده از کد EGSnrc و اندازه‌گیری شده با ژل دزیمتر در میدان 10×10 سانتی‌مترمربع.

مشاهده می‌شود که با افزایش فاصله از سطح، میزان دز دریافتی رفته‌رفته کاهش می‌یابد. انطباق خوب نمودارهای تجربی و شبیه‌سازی شده تأییدی بر عملکرد خوب سیستم OCT ساخته شده می‌باشد. بنابراین سیستم تصویربرداری نوری-رایانه‌ای با خطای اندک و قابل قبول می‌تواند جهت خوانش ژل مورد استفاده قرار گیرد. درنهایت با کاربرد این سیستم در دزیمتری پرتودرمانی می‌توان به بهبود درمان بیماران و همچنین افزایش کیفیت پرتودرمانی کمک کرد. هم‌چنین نتایج به‌دست آمده نشان‌دهنده این است که کد شبیه‌سازی EGSnrc دارای دقت خوبی برای محاسبه دز در بیماران مبتلا به سرطان است. لذا از این کد شبیه‌سازی می‌توان به‌منظور پیش‌بینی توزیع دز در میدان‌های درمانی مختلف از نظر وجود و تأثیر عواملی نظیر ناهمگنی‌های بافتی استفاده نمود.

۶. مراجع

- [1] M. McJury, M. Oldham, V.P. Cosgrove, P.S. Murphy, S. Doran, M.O. Leach and S. Webb. Radiation Dosimetry Using Polymer Gels: Methods and Application, *The British Journal of Radiology*, 73 (2000) 919–929.
- [2] C. Baldock, Y. De Deene, S. Doran, G. Ibbott, A. Jirasek, M. Lepage, K.B. McAuley, M. Oldham and L.J. Schreiner. Polymer Gel Dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 55 (2010) R1–R63.
- [3] T. Marques, M. Schwarcke, C.E. Garrido, O. Baffa and P. Nicolucci. Dosimetric Properties of MAGIC-f Polymer Gel Assessed to Radiotherapy Clinical Beams, In *Journal of Physics: Conference Series*, 250(1) (2010) 012012.
- [4] Y. Watanabe, L. Warmington and N. Gopishankar. Three-Dimensional Radiation Dosimetry Using Polymer Gel and Solid Radiochromic Polymer: From Basics to Clinical Applications. *World Journal of Radiology*, 9(3) (2017) 112–125.
- [5] J.G. Fujimoto, C. Pitris, S.A. Boppart and M.E. Brezinski. Optical Coherence Tomography: An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy. *Neoplasia*, 2(1-2) (2000) 9–25.
- [6] M. Mahdavi, M. Hosseinezhad and S.R.M. Mahdavi. Development of an Advanced Optical Coherence Tomography System for Radiation Dosimetry, *Iranian Journal of Medical Physics*, 15(4) (2018) 243–250.
- [7] M. Oldham. Optical-CT Scanning of Polymer Gels. In *Journal of Physics: Conference Series* 3(1) (2004) 122.
- [8] M. Schwarcke, T. Marques, C. Garrido, P. Nicolucci and O. Baffa. MAGIC-f Gel in Nuclear Medicine Dosimetry: Study in an External Beam of Iodine-131. In *Journal of Physics: Conference Series* 250(1) (2010) 012082.
- [9] K. Jabbari, H.S. Anvar, M.B. Tavakoli and A. Amouheidari. Monte Carlo Simulation of Siemens Oncor Linear Accelerator with Beamnrc and DosxyZnrc Code. *Journal of Medical Signals and Sensors*, 3(3) (2013) 172.
- [10] J.P. Fernandes, B.F. Pastorell, D.B. de Araujo and O. Baffa. Formaldehyde Increases MAGIC Gel Dosimeter Melting Point and Sensitivity, *Physcis in Medicine and Biology*, 53(4) (2008) 53–58.
- [11] M. Hoseinezhad, M. Mahdavi, S.R.M. Mahdavi and M. Mahdavizade. An Investigation of the Effect of Gold Nanoparticles with Different Concentrations on Increasing Absorbed Dose: an Empirical and Simulation Study, *Journal of Radiotherapy in Practice* 18(2) (2019) 191–197.
- [12] M. Davoudi, A.S. Monfared and M. Rahgoshay. The Comparison Between 6 MV Primus LINAC Simulation Output Using EGSnrc and Commissioning Data, *Journal of Radiotherapy in Practice*, 17(3) (2018) 302–308.