

## طراحی درمان براکی تراپی با استفاده از تصاویر CT و شبیه سازی مونت کارلو با کمک یک نرم افزار واسطه

- وحید مسلمی<sup>۱</sup>، احمد اسماعیلی ترشایی<sup>۱</sup>، محمد امین مصلح شیرازی<sup>۲\*</sup>، رضا فقیهی<sup>۳</sup>، احمد مصلائی<sup>۴</sup>، سیمین مهدی زاده<sup>۵</sup>، کمال حدادی<sup>۶</sup>
- ۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد پروتو پزشکی، بخش مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
  - ۲- استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، مرکز تحقیقات فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران
  - ۳- استادیار بخش مهندسی هسته ای، مرکز تحقیقات تابش، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
  - ۴- استادیار گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران
  - ۵- مربی بخش مهندسی هسته ای، مرکز تحقیقات تابش، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
  - ۶- دانشیار بخش مهندسی هسته ای، مرکز تحقیقات تابش، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱/۲۵

تاریخ دریافت: ۸۹/۷/۵

### چکیده

**مقدمه:** در براکی تراپی با توجه به نزدیک بودن چشمه به بافت تومور، تغییرات جزئی در مکان چشمه ها باعث ایجاد تغییرات زیادی در توزیع دوز اعمالی می شود، بنابراین طراحی درمان از اهمیت ویژه ای برخوردار است. روش معمول در طراحی درمان براکی تراپی رحم استفاده از تصاویر رادیوگرافی برای لوکالیزاسیون و طراحی درمان با سیستم منچستر است. امروزه به علت مزایای بیشتر، تصاویر CT و MRI در حال جایگزین نمودن تصاویر رادیوگرافی به منظور تعیین دقیق تر موقعیت چشمه ها و بافت های اطراف می باشد. در این پژوهش، یک نرم افزار واسطه به نام IM2MCNP برای استفاده از تصاویر CT به منظور محاسبه دوز به روش مونت کارلو در طراحی درمان براکی تراپی طراحی و بکار گرفته شده است.

**مواد و روشها:** به منظور دوزیمتری طرح درمان، یک فانتوم لگن از جنس پلی اتیلن ساخته شد که اپلیکاتور در آن قرار می گرفت و در نقاط مختلف فانتوم نیز چیپس های TLD تعبیه شد که پس از پرتو دهی فانتوم قرائت شدند. به منظور محاسبه دوز با استفاده از تصاویر CT، فانتوم با گزینه ی انرژی ۱۲۰kVp اسکن شد. بوسیله ی یک نرم افزار واسطه که با استفاده از نرم افزار MATLAB نوشته شد، تصاویر مربوط به فانتوم به فایل ورودی MCNP تبدیل گردید و شبیه سازی انجام شد. در این مقاله امکان پذیر بودن چنین روشی در طراحی درمان براکی تراپی رحم و همچنین دقت و سرعت عمل آن مورد بررسی قرار گرفته است. **نتایج:** مدت زمان مورد نیاز برای شبیه سازی حجم فانتوم و حجم اطراف اپلیکاتور با استفاده از تصاویر CT توسط نرم افزار واسطه حدود ۳ دقیقه بود، در حالی که این مدت زمان برای استفاده از روش مونت کارلو استاندارد حدود ۱ ساعت می باشد. اختلاف دوز رسیده به نقطه A بین دو روش اندازه گیری با TLD و شبیه سازی ۱/۷٪ دوز تجویزی بود. این اختلاف دوز بین دو روش در راست روده و مثانه به ترتیب ۳٪ و ۳/۷٪ دوز تجویزی بود. همچنین مقایسه شبیه سازی با استفاده از نرم افزار واسطه (با تصاویر سی تی) و شبیه سازی بوسیله ی مونت کارلو استاندارد (بدون استفاده از تصاویر)، اختلاف مقدار دوز بین دو روش در ۶۷٪ از نقاط را کمتر از ۱٪ دوز تجویزی نشان داد. حداقل خطا کمتر از ۰.۱٪ و حداکثر خطا ۴/۸٪ بود.

**بحث و نتیجه گیری:** با استفاده از نرم افزار واسطه مدت زمان شبیه سازی کاهش می یابد. مقایسه ی نتایج حاصل از شبیه سازی با استفاده از نرم افزار واسطه، مونت کارلو استاندارد و روش عملی نشان میدهد که استفاده از تصاویر توموگرافی و تبدیل آن به فایل ورودی مونت کارلو به منظور محاسبه ی دوز در براکی تراپی امکان پذیر بوده و بدلیل توافق نتایج سه روش با هم، استفاده از نرم افزار واسطه صحت قابل قبولی دارد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۱، پیاپی (۳۰)، بهار ۹۰، ۴۱-۵۳)

**واژگان کلیدی:** طراحی درمان، نرم افزار واسطه، MCNP، براکی تراپی

\* نویسنده مسؤل: دکتر محمد امین مصلح شیرازی

آدرس: بخش رادیوتراپی، بیمارستان نمازی، شیراز، ایران

amosleh@sums.ac.ir

تلفن: ۶۱۲۵۳۱۶ (۷۱۱) ۹۸+

نماینده: ۶۴۷۴۳۲۰ (۷۱۱) ۹۸+

## ۱- مقدمه

هدف اصلی در درمان با پرتو این است که تومور حداکثر دوز کشته را به صورت یکنواخت و بافت های سالم اطراف کمترین مقدار ممکن را دریافت کنند. در براکی تراپی چون منحنی های هم دوز در فاصله ی کمی از چشمه سریعاً افت پیدا می کنند ارگان های حساسی که در اطراف تومور قرار دارند دوز کمی را دریافت می کنند، اما از آنجا که توزیع منحنی های هم دوز وابستگی زیادی به موقعیت چشمه دارد، تغییر اندکی در محل قرار گیری چشمه باعث ایجاد خطای زیادی در نحوه توزیع منحنی های هم دوز می شود، بنابراین ایجاد و ارائه روش هایی به منظور محاسبه دوز در نقاط مختلف و به منظور طراحی درمان در براکی تراپی، از اهمیت ویژه ای برخوردار است.

در اکثر مراکز کلینیکی از سیستم منچستر به منظور طراحی درمان براکی تراپی درون حفره ای رحم استفاده می شود. در این سیستم چهار نقطه ی استاندارد تعریف می گردد که این نقاط شامل نقطه A، نقطه B، و نقاط بیشینه دوز rectum و bladder می باشد. در این سیستم نحوه چینش چشمه ها و موقعیت اپلیکاتور باید به گونه ای باشد تا دوز رسیده به مثانه و راست روده کمتر از ۸۰٪ دوز رسیده به نقطه A باشد [۱]. در نظر نگرفتن اثر تضعیف در بدنه اپلیکاتور می تواند باعث ایجاد خطا شود.

برای محاسبات دوزیمتری در رادیو تراپی سه روش عمده وجود دارد: ۱- روش های عملی و آزمایشگاهی با کمک آشکارسازهای اشعه. ۲- روش های محاسباتی با کمک فرمولها، جداول و قوانین مربوط به پرتوها. ۳- روش های شبیه سازی با کامپیوتر. کاربرد روش های عملی و آزمایشگاهی به چند دلیل دارای محدودیت هایی می باشد: ۱- در بحث مربوط به دوزیمتری داخلی در بخش های رادیو تراپی، استفاده از روش های عملی و آزمایشگاهی برای تعیین نحوه تعیین دوز اغلب امکان پذیر نمی باشد. ۲- استفاده از این روش می تواند با خطای اندازه گیری بالایی همراه باشد که ناشی از برخی مسائل مربوط به دستگاه های آشکار ساز پرتو می باشد. ۳- رسیدن به

جواب نهایی اندازه گیری، با برخی ابزارهای اندازه گیر اشعه ممکن است مدتها طول بکشد و نمی توان در همان لحظه اندازه گیری یا چند دقیقه بعد به جواب رسید. ۴- صرف هزینه های بالا در این روش از دیگر محدودیت های آن می باشد. از این رو استفاده از شبیه سازی های کامپیوتری می تواند به عنوان ابزار توانمند و با قابلیت های بالا جهت بررسی دوزیمتری داخل و خارج بدن مطرح گردد.

یکی از روش های کامپیوتری که استفاده از آن در محاسبات دوزیمتری در رادیو تراپی رو به گسترش است روش مونت کارلو می باشد. این روش بر مبنای فرایند های آماری مانند احتمال برخورد ذرات هسته ای در حین پیمایش یک مسیر در ماده می باشد. در این روش با ترکیب صفحات استاندارد حجم یک شیء یا ارگان ساخته می شود، با تعریف چشمه ها و تعیین انرژی و نوع ذرات شبیه سازی انجام شده و پارامترهای مورد نظر مانند دوز جذب شده در یک حجم مشخص محاسبه می گردد.

محققین تحقیقاتی را به منظور استفاده از روش مونت کارلو در طراحی درمان براکی تراپی انجام داده اند که نتایج این فعالیتها نشان دهنده توانایی های روش مونت کارلو در انجام یک سری از محاسبات می باشد که توسط روش های معمول غیر ممکن یا به سختی امکان پذیر است. از جمله این تحقیقات استفاده از روش مونت کارلو به منظور محاسبه منحنی های هم دوز ناشی از کاشت چشمه ی درون پروستات [۲] و یا براکی تراپی درون رحمی [۳] می باشد. از دیگر کاربردهای مونت کارلو محاسبه پارامترهای چشمه های براکی تراپی که توسط AAPM تعریف شده می باشد [۴، ۵]. با استفاده از روش مونت کارلو می توان اثر نا همگنی ها یا اثر ناشی از بدنه اپلیکاتور و حفاظ اطراف چشمه بر روی منحنی های هم دوز را محاسبه کرد [۶، ۷].

عیبی که معمولاً روش های مونت کارلو نسبت به روش های عملی و آزمایشگاهی دارد این است که به جز شکل های ساده و هندسی، شکل شبیه سازی شده چشمه و

روشی امکان پذیر است و در صورت امکان پذیر بودن صحت و سرعت عمل این روش چقدر است؟ در این تحقیق با استفاده از قابلیت های MATLAB، یک نرم افزار واسطه به نام IM2MCNP به منظور جداسازی یک ارگان یا بافت مشخص از چند تصویر توموگرافی، طراحی گردید. خروجی MATLAB فایل ASCII می باشد که به عنوان ورودی برنامه MCNP4C قابل استفاده است. برنامه نوشته شده چند تصویر توموگرافی متوالی را دریافت می کند و کاربر از هر تصویر نواحی مربوط به ارگان های مشخص را جدا می سازد. در پایان نواحی جدا شده با فاصله ای مشخص که به فاصله دو اسلایس بستگی دارد روی هم قرار گرفته و دور تا دور آن مش بندی می شود تا در نهایت یک ارگان با شکل هندسی سه بعدی داشته باشیم. با کمک ضرائب معادلات صفحات تشکیل دهنده مربوط به شکل هندسی جدا شده (شکل یک ارگان یا بافت خاص) فایلی تولید می شود که با فرمت ASCII و طبق استاندارد فایل ورودی کد MCNP بوده و توسط این برنامه خوانده می شود.

به منظور بررسی امکان پذیر بودن این روش تحقیقی در براکی تراپی و تعیین دقت و سرعت عمل برنامه، نتایج حاصل از محاسبات دوز توسط نرم افزار IM2MCNP با استفاده از تصاویر CT، با نتایج حاصل از اندازه گیری عملی با TLD و نتایج شبیه سازی مونت کارلو به صورت استاندارد (بدون نرم افزار واسطه) مقایسه گردیده است.

## ۲- مواد و روشها

### فانتوم لگن

برای اندازه گیری با استفاده از فانتوم نیاز به انتخاب ماده ای بود که از نظر چگالی و عدد اتمی به بدن نزدیک باشد و از طرفی قابلیت جاسازی TLD در آن وجود داشته باشد. بنابراین پلی اتیلن به عنوان ماده مورد استفاده در ساخت فانتوم انتخاب گردید، فانتوم به صورت یک استوانه با قطر ۳۰ و ارتفاع ۱۸ سانتی متر در نظر گرفته شد و از آنجایی که می

جسم تحت تابش دقیقاً مانند حالت واقعی نخواهد بود و علاوه بر این ارگان های داخلی چون که اکثراً شکل نامنظمی دارند شبیه سازی آنها کار پیچیده و زمان بری خواهد بود. امروزه برای مشخص کردن ناحیه درمان و بافت های سالم اطراف و ارائه یک طراحی درمان مناسب در پرتو درمانی می توان از تصاویر رادیوگرافی مانند MRI و CT استفاده کرد و نتایج نشان می دهد با استفاده از این تصاویر بافت تومور با کیفیت بسیار بالایی قابل تفکیک می باشد [۸]. در براکی تراپی از این تصاویر به منظور قرار دادن صحیح چشمه رادیو اکتیو در محل تومور استفاده می شود که نتایج تحقیقات نشان دهنده بهبود در طراحی درمان است [۹]. همچنین از تصاویر می توان برای ارزیابی درمان پس از پرتودرمانی استفاده کرد [۱۰، ۱۱]. با توجه به تحقیقات صورت گرفته می توان گفت که در پرتودرمانی دو ابزار سودمند برای طراحی درمان وجود دارد که عبارتند از استفاده از شبیه ساز کامپیوتری و استفاده از تصاویر توموگرافی. اگر این دو ابزار با هم ترکیب شوند می توان یک جهش مثبت در طراحی درمان ایجاد کرد.

از سال ۲۰۰۰ به بعد نرم افزارهایی به منظور استفاده از تصاویر توموگرافی به منظور محاسبه دوز طراحی شده که در برخی از مراکز کلینیکی استفاده می شود. برخی از نرم افزارها نیز به صورت واسطه عمل می کنند که با استفاده از تصاویر CT, MRI شکل های هندسی نامنظم ارگان های بدن را به فرمت فایل ورودی برنامه MCNP تبدیل می کنند [۱۲-۱۴]. هر چند استفاده از بسته های نرم افزاری واسطه که تصاویر توموگرافی را به منظور محاسبات دوز در پرتودرمانی، به فایل ورودی مونت کارلو تبدیل میکنند رو به گسترش است و در برخی از مراکز کلینیکی نیز استفاده می شود، با توجه به بررسی هایی که در این تحقیق انجام شده، استفاده از این نرم افزارها برای محاسبات دوز در براکی تراپی گزارش نگردیده است. در این تحقیق، ما بدنبال استفاده از تصاویر CT به منظور محاسبات دوز در براکی تراپی و پاسخ به این پرسش هستیم که آیا چنین

دوز های جذبی در فانتوم در بازه ۲۰ سانتی گری تا ۷۰۰ سانتی گری بود. کالیبراسیون برای اکسپوژر های ۲۰، ۵۰، ۱۰۰، ۳۰۰، ۵۰۰، ۷۰۰ و ۹۰۰ رونتگن انجام گرفت. برای کالیبراسیون لازم بود که اکسپوژر را در فاصله معینی از چشمه بدست آوریم. به همین منظور با استفاده از آشکارساز اتافک یونساز انگشتانه ای<sup>۲</sup> آهنگ اکسپوژر در فاصله ۵۰ سانتی متر از چشمه بدست آمد که مقدار آن ۹۲/۷ رونتگن بر ثانیه بود.

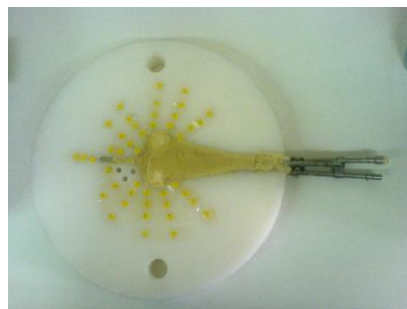
برای کالیبراسیون دو عدد چپیس را به صورت عمودی بر روی کلاهک اتافک یونساز چسبانده و پروب در جایی قرار داده شد که TLD ها دقیقاً در مرکز تابش قرار گیرند. چونکه می خواستیم دوز جذبی را بدست آوریم، یک صفحه از جنس پلکسی گلاس به ضخامت ۰/۵ سانتی متر بر روی چپیس های TLD قرار داده شد تا تعادل الکترونی برقرار گردد. هدف از قرار دادن TLD ها بر روی کلاهک اتافک یونساز این بود که بتوان میزان اکسپوژر رسیده به چپیس ها را از روی مقدار اکسپوژر قرائت شده توسط اتافک یونساز تخمین زد. برای تبدیل اکسپوژر به دوز جذب شده با توجه به فرمول زیر داریم:

$$D = 0.873 \frac{\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{\text{material}}}{\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{\text{air}}} \cdot X \Rightarrow D = f \cdot X$$

در رابطه فوق، material همان TLD است که از جنس LiF می باشد. در شکل (۲) منحنی کالیبراسیون TLD ملاحظه می گردد. در مقادیر دوز بیش از حدود ۴۰۰ سانتی گری، منحنی حالت غیر خطی پیدا می کند که این خاصیت شناخته شده *supralinearity* است.

خواستیم TLD ها را در قسمت های مختلف فانتوم جاسازی کنیم، لازم بود که فانتوم را برش بزینیم. استوانه به شش قسمت تقسیم شد که هر قسمت به صورت یک صفحه مدور با ضخامت ۳ سانتی متر در آمد.

برای جا دادن اپلیکاتور در مرکز فانتوم اسلایس مرکزی برش داده شد بطوریکه وقتی اپلیکاتور درون صفحه پلی اتیلنی قرار می گیرد یک فضای خالی بین اپلیکاتور و فضای فانتوم ایجاد می شود. این فضای اپلیکاتور یک حجم نامنظم را در فانتوم ایجاد می کند که برای محاسبات دوزیمتری این حجم نامنظم توسط نرم افزار IM2MCNP مدل سازی گردید. در حالت واقعی بیمار، وقتی اپلیکاتور درون ناحیه رحم قرار می گیرد اطراف آن را موکوس<sup>۱</sup> فرا گرفته و عملاً تمام فضاها پر می شود، که می بایستی همین شرایط در فانتوم ایجاد می شد. بنابراین لازم بود که فضای خالی درون فانتوم به نحوی پر گردد که برای پر کردن فضا، در اطراف اپلیکاتور پارافین مایع ریخته شد که پس از منجمد شدن پارافین تمام فضاها را خالی پر گردید. TLD ها در سه صفحه  $X=0$ ،  $Y=0$  و  $Z=0$  در مکان های مشخص جاسازی شدند. اسلایس مرکزی فانتوم در شکل (۱) قابل مشاهده است.



شکل ۱- اسلایس مرکزی فانتوم

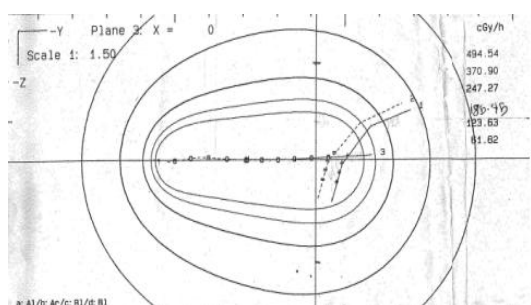
### منحنی کالیبراسیون TLD

برای بدست آوردن منحنی کالیبراسیون TLD از یک چشمه Cs-137 استفاده گردید. کالیبراسیون را بایستی برای بازه مشخص دوز انجام داد و از آنجایی که پیش بینی می شد،

<sup>2</sup> thimble chamber

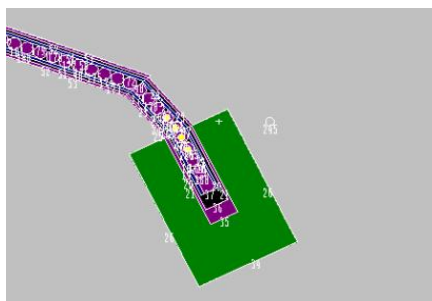
<sup>1</sup> mucus

جمله موقعیت چشمه ها و هندسه اپلیکاتور، اکتیویته چشمه و غیره در دسترس بود شبیه سازی شود و سپس نتایج حاصل از شبیه سازی با نتایج حاصل از اندازه گیری مقایسه شود تا میزان خطا مشخص گردد. شبیه سازی برای یک ترکیب استاندارد که قبلاً توسط شرکت Nucletron توسط سیستم طراحی درمان (TPS) آن شرکت به نام Plato محاسبه شده بود انجام گرفت. در شکل (۴) می توان نحوه چینش چشمه ها و موقعیت هندسی تاندم و اوویدها و همچنین منحنی های هم دوز محاسبه شده را ملاحظه کرد.

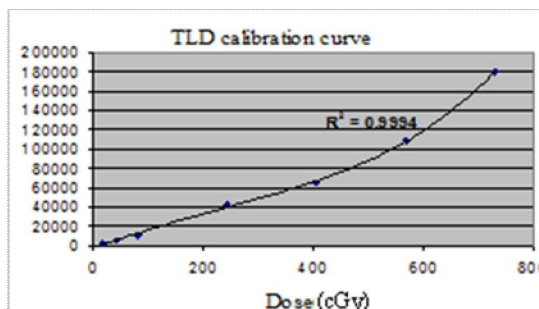


شکل ۴- منحنی های هم دوز محاسبه شده مربوط به دستگاه Selectron توسط سیستم طراحی درمان در صفحه  $X=0$

برای شبیه سازی از یک فانتوم استوانه ای آب به قطر ۳۰ و ارتفاع ۳۰ سانتی متر استفاده شد. تاندم و اوویدها با توجه به زوایای فضایی که از روی شکل اندازه گیری شده و با توجه به ضخامت اپلیکاتور و ابعاد چشمه ها شبیه سازی شد. در شکل (۵) می توان موقعیت تاندم و اوویدهای شبیه سازی شده با مونت کارلو را ملاحظه کرد.



شکل ۵- اپلیکاتور شبیه سازی شده توسط MCNP



شکل ۲- منحنی کالیبراسیون TLD

### پرتودهی فانتوم

پرتودهی فانتوم توسط دستگاه Selectron LDR/MDR انجام شد. چینش چشمه ها در اپلیکاتورهای تاندم و اوویدها بطور معمول به گونه ای تنظیم می شود که با توجه به مدت زمان و اکتیویته چشمه ها، در هر نوبت درمان ۱۰۰۰ سانتی گری دوز به نقطه A برسد. اما از آنجایی که TLD در مقادیر بالای دوز پاسخ غیر خطی دارد و با کمک یک درمان معمول که از قبل طراحی شده بود، درمان برای حالتی که دوز کمتری (۴۰۰ سانتی گری) به نقطه A اعمال گردد انجام گرفت. بر اساس آهنگ دوز محاسبه شده در نقطه A و اکتیویته چشمه درمانی ما، زمان مورد نظر ۲/۰۹ ساعت محاسبه شد. در شکل (۳) فانتوم لگن آماده برای پرتودهی ملاحظه می شود.



شکل ۳- پرتودهی فانتوم

### اعتبار سنجی MCNP

قبل از شبیه سازی با استفاده MCNP لازم بود که برنامه مونت کارلو اعتبار سنجی شود. به همین منظور لازم بود یکی از درمان های خاص که قبلاً با استفاده از دستگاه Selectron انجام شده بود و تمام اطلاعات دقیق آن از

جدول ۱- نتایج حاصل از اعتبار سنجی مونت کارلو

اختلاف دو روش (درصدی از دوز تجویزی)	خطای کد	درصد دوز عمقی محاسبه شده توسط MCNP (%)	درصد دوز عمقی اندازه گیری شده توسط TPS (%)	موقعیت نقاط مقایسه شده
۰/۸٪	۰/۰۱۱	۹۹/۲	۱۰۰	Y=0 Z=1.13 X=0
۱/۶٪	۰/۰۱	۷۳/۴	۷۵	X=0 Y=0 Z=1.47
۰/۵٪	۰/۰۱۲	۵۰/۵	۵۰	X=0 Y=0 Z=1.8
۰/۲٪	۰/۰۱۵	۲۴/۸	۲۵	X=0 Y=0 Z=3.2
۰/۲٪	۰/۰۱۳	۹۹/۸	۱۰۰	X=0 Y=0 Z= -1.23
۰/۴٪	۰/۰۱	۷۴/۶	۷۵	X=0 Y=0 Z= -1.6
۲/۶٪	۰/۰۱۲	۵۲/۶	۵۰	X=0 Y=0 Z= -2.13
۰/۷٪	۰/۰۱۳	۲۵/۷	۲۵	X=0 Y=0 Z= -3.33

بایستی ضرائب A, B, C, D مربوط به معادله صفحات شکل هندسی مشخص می گردید و به فرمت فایل ورودی MCNP نوشته می شد تا شکل هندسی، به عنوان سلول در MCNP تعریف گردد. بنابراین، زیر برنامه ای برای ایجاد معادله  $Ax+By+Cz+D=0$  مربوط به صفحات تشکیل دهنده ناحیه جدا شده نوشته شد. گام بعدی ایجاد زیر برنامه ای برای ایجاد شکل سه بعدی ناحیه جدا شده و تولید فایل ورودی برنامه MCNP بود. قبل از اینکه شکل هندسی ناحیه جدا شده در برنامه MCNP دیده شود، بهتر است آن را در محیط MATLAB با استفاده از توابع گرافیکی مشاهده کنیم. در این صورت می توان شکل هندسی مشاهده شده در محیط MCNP را با شکل هندسی مشاهده شده در MATLAB مقایسه کرد و هرگونه خطای احتمالی را با دید بهتر برطرف کرد. از توابعی که می توان به این صورت استفاده کرد تابع patch است که از توابع گرافیکی موجود در MATLAB می باشد. از patch برای مدل کردن اشیاء واقعی مانند هواپیما یا اتوموبیل و همچنین رسم اشکال هندسی دو بعدی و سه بعدی نیز استفاده می گردد. در پایان برنامه نوشته شده زیر برنامه ای وجود دارد که اطلاعات مربوط به شکل هندسی را به فرمت فایل ورودی MCNP در می آورد. فایل ورودی MCNP شامل سه قسمت اساسی Surface card, Cell card و Data card می باشد.

پس از شبیه سازی نتایج حاصله به صورت نسبی محاسبه گردید، به این صورت که با توجه به مدل طراحی درمان استاندارد، مقادیر دوز نسبت به بیشترین مقدار نرمالیز شد و نتایج با هم مقایسه گردید که در جدول ۱ قابل ملاحظه می باشد. مقایسه نتایج نشان می دهد که شبیه سازی MCNP از دقت قابل قبولی برخوردار است.

### طراحی نرم افزار واسطه IM2MCNP و شبیه سازی با MCNP

نرم افزار IM2MCNP بر اساس برنامه MATLAB طراحی و نوشته شده است. به منظور ارتباط آسان تر بین شخص و کامپیوتر برای تبادل اطلاعات برای نرم افزار یک رابط گرافیکی در نظر گرفته شد که پس از اجرای برنامه، رابط گرافیکی به صورت یک پنجره باز می شود. قسمت سمت راست پنجره panel نام دارد که اطلاعات مورد نیاز از قبیل تعداد اسلایس ها، فاصله دو اسلایس متوالی بر حسب سانتی متر، چگالی فیزیکی و همچنین عدد اتمی و عدد جرمی مورد نظر را می توان به برنامه داد. در سمت چپ پنجره، تصاویر توموگرافی به طور متوالی ظاهر می گردند و کاربر می تواند از هر تصویر یک ناحیه مشخص را جدا کند.

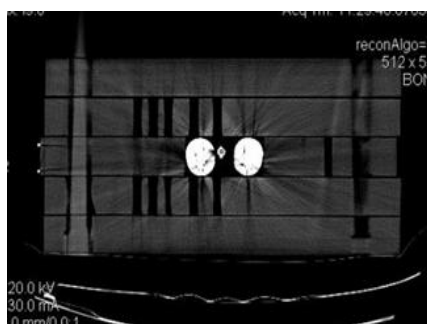
چون شکل هندسی ناحیه جدا شده متشکل از مجموعه ای از صفحات است و برای اینکه این شکل به عنوان یک سلول (cell) در فایل ورودی برنامه MCNP معرفی شود

کردیم که محور مرکزی فانتوم هم راستا با محور Z دستگاه باشد که این تنظیم با استفاده از مارکر لیزری دستگاه CT انجام گرفت.

برای بازسازی CT ضخامت هر اسلایس ۰/۵ سانتی متر و فاصله بین دو اسلایس نیز ۰/۵ سانتی متر تنظیم گردید و تعداد ۶۴ اسلایس به صورت axial از فانتوم گرفته شد که در شکل (۶) می توان دو تصویر مربوط به فانتوم را مشاهده کرد. با اجرای برنامه و ظاهر شدن رابط گرافیکی مشخصات مورد نیاز به برنامه داده شد. برای انتخاب ناحیه در تصویر با استفاده از ماوس نقاط مختلف انتخاب شده که با اتصال این نقاط به هم محدوده ناحیه مربوطه مشخص گردید. این روند برای تمام اسلایس ها تکرار شد. در نهایت حجم فانتوم ایجاد شد و برنامه این حجم را به فایل ورودی MCNP تبدیل کرد، که این روند در شکل (۷) قابل مشاهده است. در این شبیه سازی دو حجم با استفاده از تصاویر جداسازی گردید، ابتدا حجم فانتوم و سپس حجم اطراف اپلیکاتور، که شکلی نسبتاً پیچیده دارد و در مرکز فانتوم قرار گرفته است.

درون فانتوم و در اطراف اپلیکاتور کره های کوچکی به قطر ۱ میلی متر تعریف گردید تا دوز در این نقاط محاسبه گردد. برای محاسبه دوز از تالی F6 استفاده گردید و شبیه سازی با استفاده از  $4 \times 10^7$  فوتون با انرژی ۶۶۲ keV انجام شد. برای اینکه دقت شبیه سازی با استفاده از نرم افزار IM2MCNP مشخص شود، یک بار نیز با استفاده از روش مونت کارلو استاندارد (با تعریف صفحات و حجم های استاندارد) شبیه سازی صورت گرفت.

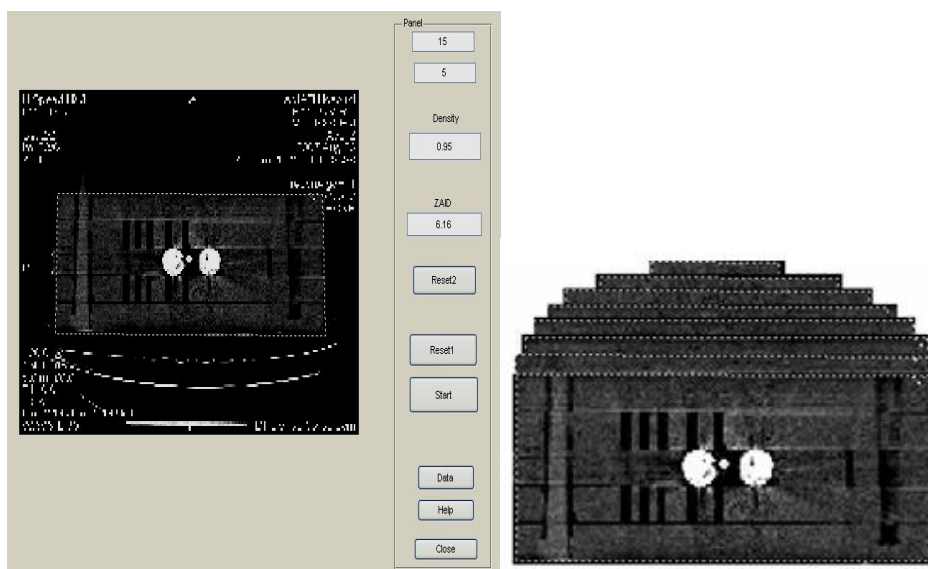
تصویربرداری از فانتوم: برای گرفتن تصاویر CT دستگاه را تحت شرایطی که در حالت عادی و برای تصویر برداری از بیماران تنظیم می شد قرار دادیم و تصویر برداری از فانتوم تحت شرایط 120kVp و 30mA انجام گرفت، چون که می خواستیم با اطمینان بیشتر ابعاد پیکسل را بدست آوریم، قبل از تصویر برداری چهار عدد مارکر بر روی فانتوم نصب گردید، به این صورت که دو عدد مارکر با فاصله ۱۰ سانتی متر در راستای محور X قرار داده شد تا طول هر پیکسل بدست آید و دو عدد مارکر نیز با فاصله ۲ سانتی متر در راستای محور Y قرار گرفت تا عرض پیکسل بدست آید. فانتوم را بر روی تخت بیمار قرار داده و آن را طوری تنظیم



شکل ۶- تصاویر سی تی اسکن از فانتوم رحم

نسبت به یک نقطه نرمالیز گردید که نقطه A به عنوان نقطه مرجع انتخاب گردید و سایر نقاط نسبت به آن نرمالیز شد. برای محاسبات نسبی در شبیه سازی نیز همان نقطه ای که در فانتوم به عنوان نقطه مرجع در نظر گرفته شد در شبیه سازی نیز به عنوان نقطه مرجع انتخاب گردید.

برای اینکه بتوان دقت روش دوزیمتری بر اساس تصاویر سی تی را بررسی نمود، نتایج آن با داده های عملی بدست آمده از فانتوم به صورت نسبی با هم مقایسه گردید. برای انجام محاسبات به صورت نسبی داده های حاصل از شبیه سازی و داده های اندازه گیری شده بوسیله TLD

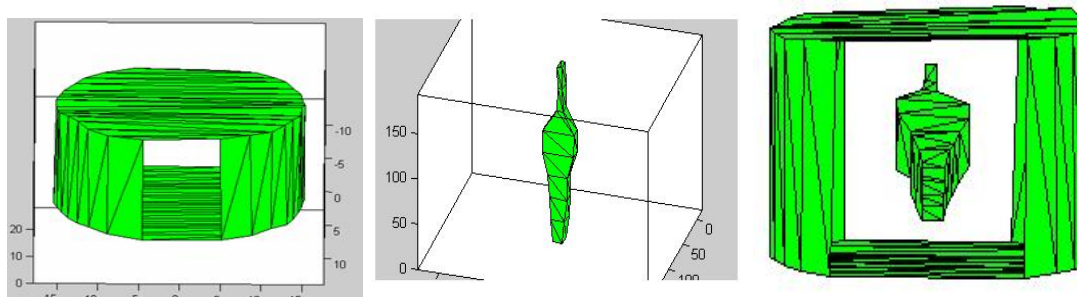


شکل ۷- جداسازی مرز فانتوم در تصاویر CT با استفاده از نرم افزار واسطه

صفحات مختلف است را به عنوان فایل ورودی MCNP می سازد. و با نام mc.out در زیر شاخه برنامه MCNP می سازد. با اجرای این برنامه می توان حجم تولید شده توسط MCNP را ملاحظه کرد که در شکل (۹) یکی از نماهای این حجم نشان داده شده است که در این نما، اپلیکاتور نیز ملاحظه می شود.

### ۳- نتایج

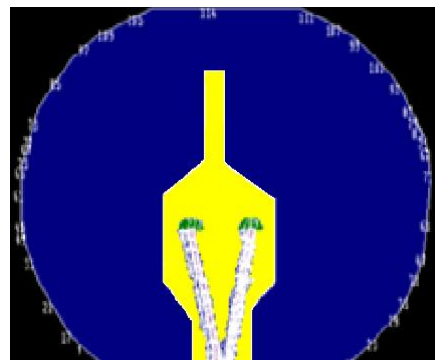
بعد از اجرای برنامه و ترکیب نواحی مختلف، در محیط MATLAB حجمی ایجاد گردید که حجم تقریبی فانتوم بود و در شکل (۸) می توان آن را ملاحظه کرد. پس از اینکه حجم مورد نظر ایجاد گردید، برنامه معادلات مربوط به حجم که شامل معادلات صفحات مختلف و همچنین معادله حجم ایجاد شده با استفاده از ترکیب



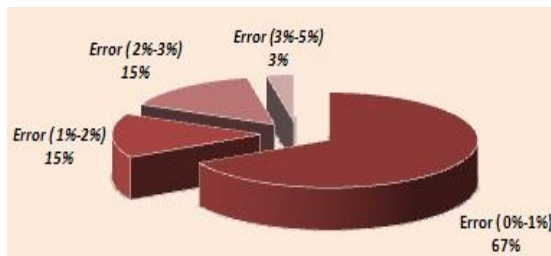
شکل ۸- فانتوم شبیه سازی شده با استفاده از نرم افزار MATLAB



در حالی که همین مدت زمان با استفاده از روش مونت کارلو استاندارد حدود ۱ ساعت می باشد. این مقایسه نشان می دهد که سرعت شبیه سازی توسط نرم افزار IM2MCNP به میزان قابل توجهی افزایش می یابد و این مزیت وقتی که اجسام مورد نظر برای شبیه سازی پیچیده تر می شوند بیشتر حائز اهمیت خواهد بود.



شکل ۹- فانتوم شبیه سازی شده در MCNP با استفاده از تصاویر سی تی اسکن



شکل ۱۰- مقایسه میزان فراوانی اختلافها بین دو روش شبیه سازی به عنوان درصدی از دوز تجویزی به نقطه A با استفاده از نرم افزار واسطه IM2MCNP و روش مونت کارلو استاندارد

### نتایج حاصل از محاسبه دوز با استفاده از تصاویر CT و اندازه گیری عملی توسط TLD

در جدول (۲) مقادیر دوز جذب شده و درصد دوز عمقی توسط TLD در نقاط مختلف فانتوم و دوز محاسبه شده توسط MCNP به کمک نرم افزار واسطه و بر اساس تصاویر CT که از فانتوم گرفته شده قابل مشاهده است.

برای اینکه بتوان دقت روش دوزیمتری بوسیله تصاویر سی تی را به صورت کمی ارزیابی کرد درصد اختلاف موجود بین دو روش شبیه سازی توسط مونت کارلو استاندارد و شبیه سازی توسط نرم افزار IM2MCNP دسته بندی گردید: شکل (۱۰) نشان می دهد که اختلاف مقدار دوز بین دو روش در ۶۷٪ از نقاط کمتر از ۱٪ می باشد. همچنین حداقل خطا کمتر از ۰/۰۱٪ و حداکثر خطا ۴/۸٪ بود.

نتیجه دیگری که از مقایسه شبیه سازی با استفاده از نرم افزار IM2MCNP و شبیه سازی توسط روش مونت کارلو استاندارد بدست می آید مدت زمان شبیه سازی است. مدت زمانی که طول می کشد حجم فانتوم و حجم اطراف اپلیکاتور با استفاده از تصاویر CT و توسط نرم افزار IM2MCNP شبیه سازی شود حدود ۳ دقیقه است،

جدول ۲- دوز های اندازه گیری شده و محاسبه شده در نقاط مختلف فانتوم

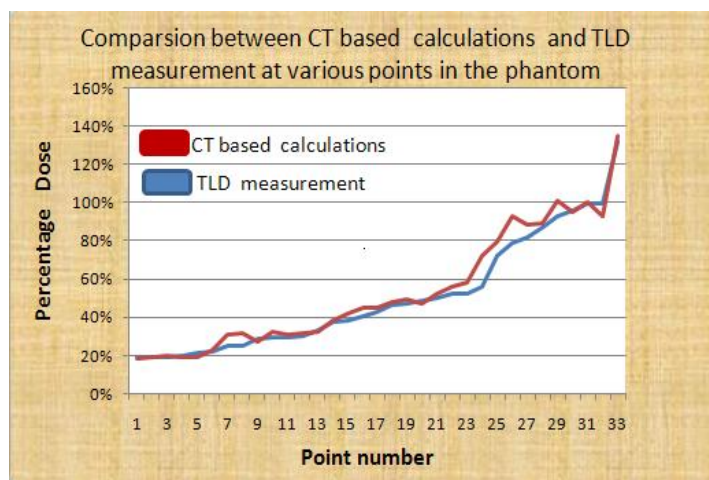
نقاط مختلف فانتوم	دوز اندازه گیری شده توسط TLD	دوز محاسبه شده به کمک نرم افزار واسطه	خطای کد	در صد دوز عمقی در اندازه گیری با TLD	در صد دوز عمقی محاسبه شده به کمک نرم افزار واسطه
نقطه A	۳۸۴ سانتی گری	۳۹۱ سانتی گری	۰/۰۲	۱۰۰٪	٪۱۰۰
راست روده	۲۳۸ سانتی گری	۲۵۰ سانتی گری	۰/۰۲	۶۲٪	۶۴٪
مثانه	۱۶۱/۳ سانتی گری	۱۷۶ سانتی گری	۰/۰۲	۴۲٪	۴۵٪

در شکل (۱۲) منحنی های هم دوز محاسبه شده توسط نرم افزار IM2MCNP در صفحات Y=0cm و Z=0cm قابل مشاهده است. در شکل ۱۲-الف دوز نسبی رسیده به راست روده و مثانه مشخص شده است،

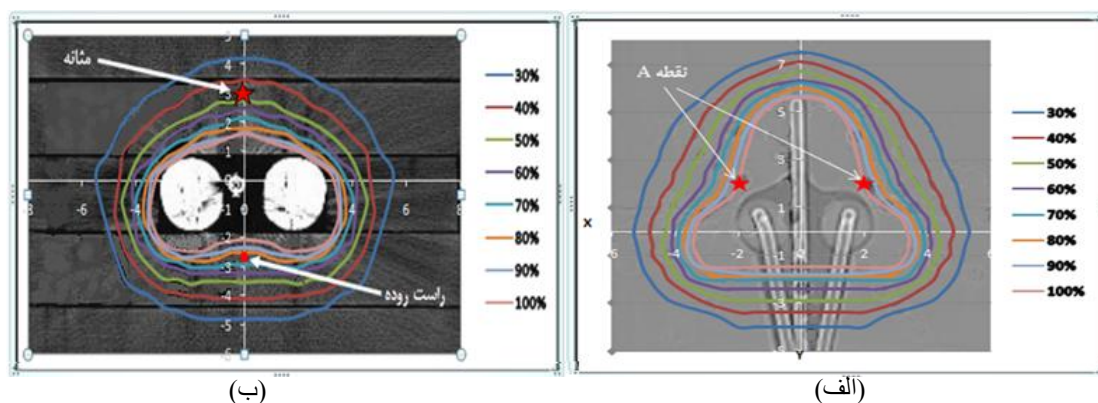
در شکل (۱۱)، داده های مربوط به نقاط درون فانتوم با داده های حاصل از شبیه سازی که به صورت نسبی هستند با هم مقایسه شده اند.

واژن به هم دارند ۰/۵ سانتی متر می باشد، فاصله دیواره مثانه تا واژن ۲ سانتی متر در نظر گرفته شده است [۳].

محل این دو نقطه با توجه به موقعیت اپلیکاتور و بر اساس کار مشابهی که در مقالات دیگر انجام شده [۷،۳،۱] انتخاب گردیده است. نزدیکترین فاصله ای که جدار راست روده و



شکل ۱۱- مقایسه نتایج حاصل از شبیه سازی با استفاده از تصاویر CT و اندازه گیری در فانتوم



شکل ۱۲-الف منحنی های همدوز در صفحه Y=0cm (نشان داده شده به عنوان overlay بر روی صفحه topogram)، ب منحنی های همدوز در صفحه Z=0cm

های هسته ای مانند MCNP وجود دارد محدودیت کد در تعریف حجم های بی قاعده است. در کد های هسته ای یک سری صفحات استاندارد مانند استوانه، کره، مخروط و غیره تعریف شده است که از ترکیب این صفحات می توان حجم مورد نظر را ایجاد کرد. از آنجایی که صفحات استاندارد محدود می باشند، حجم هایی که تولید می شوند نیز همراه با محدودیت هستند. به عنوان مثال اگر بخواهیم حجم کبد را که

#### ۴- بحث و نتیجه گیری

اکثر ارگان های بدن دارای شکل های نامنظم و بی قاعده هستند. در کارهای دوزیمتری که نیاز به محاسبه دوز در یک ارگان می باشد شکل ارگان از اهمیت ویژه ای برخوردار است و به منظور محاسبات دقیق، حجم ارگان باید تعیین گردد. مشکلی که در شبیه سازی ارگان های بدن با استفاده از کد

تحقیق مشابهی که به منظور استفاده از نرم افزار واسطه برای محاسبات دوز در پرتودرمانی انجام گرفته در یک مرکز تحقیقات تابش در کشور پرتغال بوده است [۱۲]. این تحقیق روشی را بیان می کند که حجم مورد نظر با استفاده از چند تصویر CT به شکل مجموعه ای از وکسلها ایجاد می شود. بنابراین حجم مورد نظر از یک جسم، بر پایه تصویر CT در قالب یک ماتریس سه بعدی از وکسلها می باشد، که این داده ها توسط یک کد مخصوص بنام SCMS خوانده شده و سپس به فرمت فایل ورودی MCNP تبدیل می گردند. تحقیق دیگری در سال 2000 نیز به محاسبه دوز در ارگان های شبیه سازی شده توسط کد MCNP4B پرداخته است. در این تحقیق از یک بیمار تصاویر CT گرفته شده است و سپس با کمک تصاویر گرفته شده یک فانتوم بر پایه وکسلها (voxel based) بنام فانتوم Zubal طراحی گردیده و دوز در اندام های مختلف این فانتوم دیجیتال محاسبه شده است [۱۳]. در تحقیق دیگری که در سال 2005 در کشور فرانسه انجام شده است، نرم افزاری بنام OEPIDE نوشته شده که با استفاده از تصاویر CT و MRI فانتومی بر مبنای وکسل ایجاد می کند و این داده ها توسط کد MCNPX خوانده شده تا محاسبات دوز انجام شود [۱۴].

نرم افزاری که ما طراحی کرده ایم دارای ویژگیهای مثبتی است: ۱- این نرم افزار بر اساس برنامه MATLAB نوشته شده و چون که برنامه MATLAB به راحتی قابل دسترسی است، نرم افزار واسطه را می توان بر روی هر نوع کامپیوتر شخصی نصب کرد و نیاز به سیستم سخت افزاری مجزا و خاصی ندارد. ۲- کار کردن با این نرم افزار ساده است و نیاز به آموزش زیادی ندارد و بنابراین توسط اپراتورها به راحتی قابل استفاده است. ۳- با توجه به نوع کاربرد می توان این نرم افزار را ارتقا داد و یا تغییراتی را در آن ایجاد کرد. ۴- این نرم افزار می تواند تصاویر توموگرافی با هر نوع فرمتی را دریافت کند. ۵- از این نرم افزار علاوه بر طراحی درمان می توان در کارهای صنعتی نیز استفاده کرد. اما عیبی که استفاده از روش مونت کارلو در مقایسه با نرم افزارهای دیگری که از مونت

به صورت نامتقارن است با استفاده از صفحات استاندارد شده شبیه سازی کنیم نیاز به محاسبات پیچیده و طولانی مدت است و حجم ایجاد شده نیز با حجم اصلی تفاوت خواهد داشت. استفاده از نرم افزار IM2MCNP کمک قابل توجهی به حل این مشکل می کند، زیرا با استفاده از این نرم افزار می توان حجم ارگان های غیر منظم را در یک مدت زمان کوتاه و با دقت بالا برای کد MCNP تعریف کرد.

نرم افزارهای سیستم های طراحی درمان براکی تراپی که منحنی های هم دوز را برای چینش های مختلف چشمه ها ترسیم می کنند، هر ساله قابلیت های بالاتری پیدا می کنند و عملکرد آنها ارتقا می یابد. از جمله این نرم افزارها که اخیرا مورد استفاده قرار گرفته D-multi group SN particle transport code می باشد. این نرم افزار با دریافت تصاویر CT, MRI منحنی های هم دوز را در براکی تراپی رحم محاسبه میکند که مقایسه عملکرد نرم افزار با روش مونت کارلو نشان دهنده دقت قابل قبول نرم افزار می باشد. اما اصولا این نرم افزارها بر اساس کد های هسته ای که دوز را محاسبه می کنند طراحی نشده و دوز را به صورت تخمینی محاسبه میکنند، بنابراین شاید نتوانند برخی از عوامل تاثیر گذار در توزیع دوز مانند تضعیف بدنه اپلیکاتور یا وجود ناهمگنی ها را در محاسبات لحاظ کنند [۱۵].

این تحقیق نشان می دهد که استفاده از این نوع نرم افزار واسطه برای محاسبات دوز در براکی تراپی امکان پذیر است. حجم و ابعاد فانتوم شبیه سازی شده با استفاده از نرم افزار IM2MCNP منطبق با حجم و ابعاد فانتوم واقعی بوده و فضای اطراف اپلیکاتور که به صورت حجم نامتقارن می باشد با دقت بالایی مدل شده است. مدل کردن چنین حجمی توسط روش مونت کارلو استاندارد مشکل و زمان بر می باشد در حالی که این حجم نامتقارن توسط نرم افزار IM2MCNP در مدت زمان تقریبا ۳ دقیقه شبیه سازی گردیده که این گامی مثبت در راستای عملی کردن طراحی درمان به روش مونت کارلو می باشد.

انجام شده، دوز جذب شده در یک فانتوم لگن در براکی تراپی رحم با استفاده از شبیه سازی توسط روش مونت کارلو استاندارد محاسبه شده و منحنی های هم دوز در سه صفحه محاسبه گردیده است. همچنین با استفاده از TLD به صورت عملی اندازه گیری انجام شده است که نتایج عملی و شبیه سازی نشان می دهد که شرایط منچستر در این مدل درمانی نیز برآورده گردیده است [۳]. مزیتی که این تحقیق نسبت به کار مشابه دارد استفاده از نرم افزار واسطه برای دوزیمتری است که هم سرعت عمل را افزایش می دهد و هم می توان ارگان های بدن و ناهمگنی ها را با آن مدل کرد.

با مقایسه نتایج شبیه سازی با استفاده از نرم افزار واسطه و روش عملی و شبیه سازی توسط مونت کارلو استاندارد، می توان بیان کرد که استفاده از نرم افزار واسطه به منظور محاسبات دوزیمتری توجیه پذیر است و دارای دقت مطلوب می باشد و از طرف دیگر کاربر می تواند با این نرم افزار در یک مدت زمان کوتاه و به راحتی ارگان مورد نظر را با استفاده از تصاویر توموگرافی انتخاب کرده و شبیه سازی کند.

## ۵- تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان نامه های کارشناسی ارشد پرتو پزشکی آقایان وحید مسلمی و احمد اسماعیلی ترشابی در دانشگاه شیراز بوده که بخشی از حمایت مالی آن توسط مرکز تحقیقات تابش آن دانشگاه انجام گرفته است.

کارلو استفاده نمی کنند دارد، مدت زمان محاسبات است که مربوط به شبیه سازی مونت کارلو می باشد، چون که اصولاً روش مونت کارلو زمان بر است، که البته این نقیصه با افزایش سرعت کامپیوترها و ارائه نسخه های جدیدتری از مونت کارلو در آینده بهبود می یابد.

یکی از ویژگی هایی که نرم افزار واسطه باید داشته باشد دقت در محاسبات دوزیمتری است. در این تحقیق برای تعیین دقت نرم افزار واسطه در محاسبات دوزیمتری، نتایج حاصله با روش مونت کارلو استاندارد (شبیه سازی با استفاده از تعریف صفحات و حجم های استاندارد) مقایسه شده است. تفاوت های اندک بدست آمده دقت خوب برنامه در محاسبات دوزیمتری را نشان می دهد.

در روش منچستر موقعیت فضایی اپلیکاتور و نحوه چینش چشمه ها به گونه ای است که معمولاً دوز رسیده به ارگان های حساس (راست روده و مثانه) کمتر از ۸۰٪ دوز رسیده به نقطه A می باشد. همانطور که در شکل ۸-الف دیده می شود دوز رسیده به مثانه کمتر از ۵۰٪ دوز رسیده به نقطه A و دوز رسیده به راست روده کمتر از ۷۰٪ دوز رسیده به نقطه A می باشد. با توجه به جدول ۱ اندازه گیری عملی با استفاده از TLD نشان می دهد که دوز رسیده به مثانه ۴۲٪ دوز رسیده به نقطه A و دوز رسیده به راست روده ۶۲٪ دوز رسیده به نقطه A می باشد. بنابراین شبیه سازی مونت کارلو با استفاده از نرم افزار IM2MCNP و اندازه گیری عملی نشان دهنده این است که شرایط منچستر می تواند برای این مدل درمانی برآورده شود. در تحقیق مشابهی که در دانشگاه ریودوژانیرو

## منابع

1. Khan FM. The physics of radiation therapy. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2003.
2. Zhang H, Baker C, McKinsey R, Meigooni A. Dose verification with Monte Carlo technique for prostate brachytherapy implants with I-125 sources. Med Dosim. 2005 Summer;30(2):85-91.
3. Rodríguez ML, deAlmeida CE. Absorbed dose calculations in a brachytherapy pelvic phantom using the monte carlo method. J Appl Clin Med Phys. 2002 Autumn;3(4):285-92.
4. Kennedy RM, Davis SD, Micka JA, DeWerd LA. Experimental and Monte Carlo determination of the TG-43 dosimetric parameters for the model 9011 THIN seed brachytherapy source. Med Phys. 2010 Apr;37(4):1681-8.

5. Sina S, Faghihi R, Meigooni AS, Mehdizadeh S, Zehtabian M, Mosleh-Shirazi MA. Simulation of the shielding effects of an applicator on the AAPM TG-43 parameters of CS-137 Selectron LDR brachytherapy sources. *Iran J Radiat Res.* 2009 Dec;7(3):135-40.
6. Chandola RM, Tiwan S, Kowar MK, Choudary V. Effect of inhomogeneties and source position of nucletron high dose rate Ir-192 brachytherapy source by Monte carlo simulation. *J Cancer Res Ther.* 2010 Jan-Mar;6(1):54-7.
7. Fragoso M, Love PA, Verhaegen F, Nalder C, Bidmead AM, Leach M, et al. The dose distribution of low dose rate Cs-137 in intracavitary brachytherapy: comparison of Monte Carlo simulation, treatment planning calculation and polymer gel measurement. *Phys Med Biol.* 2004 Dec 21;49(24):5459-74.
8. Das RK, Patel R, Shah H, Odau H, Kuske RR. 3D CT-Based high-dose-rate breast brachytherapy implants treatment planning and quality assurance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2004 Jul 15;59(4):1224-8.
9. Poon E, Verhaegen F. A CT-Based analytical dose calculation for HDR Ir-192 brachytherapy . *Med Phys.* 2009 Sep;36(9):3982-94.
10. Anagnostopoulos G, Baltas D, Geretschlaeger A, Martin T, Papagiannis P, Tselis N, In vivo thermoluminescence dosimetry dose verification of transperineal 192Ir high-dose-rate brachytherapy using CT-based planning for the treatment of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003 Nov 15;57(4):1183-91.
11. Kim Y, Hsu IC, Lessard E, Vujic J, Pouliot J. Dosimetric impact of prostate volume change between CT-Based HDR brachytherapy fractions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2004 Jul 15;59(4):1208-16.
12. Olivera C, Yoriyaz H, Olivera MC, Ferreira LM. Monte Carlo simulation for dose distribution calculations in a CT-based phantom at the Portuguese gamma irradiation facility. *Nucl Instrum Methods Phys Res B.* 2004;21(3):662-65.
13. Yoriyaz H, dos Santos A, Stabin MG, Cabezas R. Absorbed fractions in a voxel-based phantom calculated with the MCNP-4B code. *Med Phys.* 2000 Jul;27(7):1555-62.
14. Chiavassa S, Bardiès M, Guiraud-Vitaux F, Bruel D, Jourdain JR, Franck D. OEPIDE: A Personalized Dosimetric Tool Associating Voxel-Based Models with MCNPX. *Cancer Biother Radiopharm.* 2005 Jun;20(3):325-32.
15. Gifford KA, Wareing TA, Failla G, Horton JL, Eifel PJ, Mourtada F. Comparison of a 3-D multi-group SN particle transport code with Monte Carlo for intracavitary brachytherapy of the cervix uterine. *J Appl Clin Med Phys.* 2009 Dec 3;11(1):3103.