

## بررسی و مقایسه دزیمتر ژل پلیمری **MAGICA** و **PAGATA** جهت مقاصد پزشکی هسته‌ای

محدثه فلاح کار<sup>۱</sup>، مهیار نیروئی<sup>۱\*</sup> و علیرضا آزادبر<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup> گروه مهندسی پرتوپزشکی، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران.

\*گیلان، لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی واحد لاهیجان، دانشکده فنی مهندسی، گروه مهندسی پرتوپزشکی، کدپستی: ۱۶۱۶.

پست الکترونیکی: m.nirouei@iau.ac.ir

### چکیده

محاسبه توزیع فضایی دز در طول پرتودرمانی می‌تواند به پزشک‌ها در درمان بهتر اندام سرطانی و کاهش دز اندام‌های حساس اطراف آن، کمک کند. دزیمترهای ژل پلیمری معادل بافت حاوی مواد شیمیایی حساس به پرتو هستند که تحت تابش به صورت تابعی از دز جذبی، پلیمریزه شده و اطلاعات فضایی توزیع دز با تصویربرداری از ژل تابش دیده، قابل استخراج است. در این مطالعه، با استفاده از کد مونت کارلو MCNPX و فانتوم ORNL، ابتدا دز دریافتی ریه‌ها، کبد، پستان، معده، طحال و کلیه‌ها در حین پرتودرمانی هدفمند بافت سرطانی ریه با استفاده از بد-۱۳۱ شبیه‌سازی شد. سپس ژل دزیمترهای **MAGICA** و **PAGATA** در بافت‌های هدف قرار داده شده و دز دریافتی آن‌ها مجدداً بررسی شد. نتایج این شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که دز دریافتی بافت ریه‌ها، کبد، پستان، معده، طحال و کلیه‌ها با نتایج ژل دزیمترهای **MAGICA** و **PAGATA** قابل مقایسه هستند؛ بنابراین از این ژل دزیمترها می‌توان در دزیمتری درمان با بد-۱۳۱ در فانتوم‌های فیزیکی، استفاده کرد.

کلیدواژگان: پزشکی هسته‌ای، **PAGATA**، **MAGICA**، بد-۱۳۱، دزیمتر ژل پلیمری، MCNPX.

### ۱. مقدمه

حد تخمدان‌ها و رحم می‌تواند منجر به عقیمی موقت و یا تولد کودکان نارس شود [۱].

یکی از مراحل اساسی در طراحی درمان، محاسبه دز جذب شده در اندام هدف و سایر اندام‌ها به‌ویژه اندام‌های حساس در روش‌های درمانی مختلف است. آگاهی از میزان دز جذبی اندام‌های حساس کمک می‌کند تا مؤثرترین روش درمانی با بهترین توزیع دز و حداقل آثار جانبی انتخاب شود [۲]. در حالی که مطالعات مختلفی در حوزه دزیمتری پرتوهای خارجی

هنگام استفاده از چشمه‌های پرتوزا در پرتودرمانی و پزشکی هسته‌ای، جلوگیری از پرتوگیری اعضای خارج از میدان امری اجتناب‌ناپذیر است و این مسئله زمانی که اندام‌های حساس و بحرانی در مجاورت میدان تابش باشند، اهمیت پیدا می‌کند؛ به‌عنوان مثال در پزشکی هسته‌ای، اسکن قلب، رایج‌ترین اسکن تشخیصی است و در این اسکن، کلیه‌ها بیش‌ترین مقدار اکتیویته انباشته شده را در حالی که در نزدیکی اندام‌های حساس تخمدان‌ها و رحم قرار دارند، جذب می‌کنند. پرتوگیری بیش از

برخلاف اتاقک یونش، TLD و فیلم بچ؛ دزیمترهای ژل پلیمری را می‌توان برای تعیین توزیع دز سه‌بعدی استفاده کرد [۶، ۸]. دزیمترهای ژل پلیمری معادل بافت هستند؛ صحت، حساسیت و رزولوشن فضایی بالایی دارند؛ اطلاعات توزیع دز را به صورت سه‌بعدی ثبت و نگهداری می‌کنند؛ پاسخ آن‌ها وابسته به انرژی نیست؛ به راحتی تولید می‌شوند و هزینه آن معقول است؛ در اشکال و اندازه‌های مختلف قابل تولید است و می‌توان از آن‌ها در فانتوم‌های شبه‌انسانی فیزیکی نیز استفاده کرد [۹].

استفاده از مواد پلیمری برای دزیمتری تابش اولین بار در سال ۱۹۵۴ توسط الکساندر<sup>۱</sup> و همکارانش که اثرات پرتوهای یونیزان بر پلی متیل متاکریلات را بررسی کردند، پیشنهاد شد [۱۰]. به دنبال آن مطالعاتی بر روی انواع مختلف مواد پلیمری به منظور استفاده در دزیمتری تابش انجام دادند [۱۴-۱۱] تا در سال ۱۹۹۲ ماریانسکی<sup>۲</sup> و همکارانش ژل دزیمتر جدیدی معرفی کردند [۱۵] که به خاطر ترکیبات آن، BANANA نامیده شد [۱۶]. در سال ۱۹۹۴ با جایگزینی آگارز گیاهی با ژلاتین حیوانی در BANANA، ژل دزیمتری با نام BANG معرفی شد [۱۷] که در بین محققان با نام PAG معروف است [۱۸]. رفع مشکلات مربوط به پلیمریزاسیون و هایپوکسیک PAG منجر به توسعه یک ژل پلیمری نورموکسیک به نام PAGAT شد [۸، ۱۹]. PAGAT در دمای ۳۰ درجه سانتی‌گراد و یا چند ساعت بعد از ساخت در دمای اتاق، ساختار ژلی خود را از دست می‌داد؛ لذا با اضافه کردن آگارز به آن، ژل دزیمتر جدیدی به نام PAGATA در انستیتو پرتو پزشکی نوین تهران ساخته شد که پایداری بسیار بالاتری نسبت به PAGAT دارد [۲۰].

در سال ۲۰۰۱ فونگ<sup>۳</sup> و همکارانش فرمول جدیدی به نام MAGIC ارائه دادند که اکثر مشکلات ژل‌های خانواده PAG را ندارد و برای اندازه‌گیری دز در شرایط معمول دما و فشار

ناشی از رادیوتراپی انجام شده و روش‌ها و ابزارهای کارآمدی نیز معرفی شده است [۳]؛ دزیمتری در پزشکی هسته‌ای، موضوع کاملاً متفاوتی است. رادیودارو معمولاً هنگام ورود به بدن به نحوی بخش می‌شود که کسری از رادیودارو در بافت هدف و بقیه آن در یک یا چند بافت دیگر تجمع پیدا می‌کند. نیمه‌عمر فیزیکی و بیولوژیکی رادیودارو هم موجب کاهش لحظه‌ای میزان پرتوگیری می‌شود. برخلاف رادیوتراپی که در آن چشمه پرتو خارج از بدن و مدت زمان پرتوگیری قابل کنترل است؛ در پزشکی هسته‌ای چشمه پرتو در داخل بدن و پرتوگیری تا زمانی که رادیودارو کامل از بدن حذف شود، ادامه دارد. این عوامل موجب دشواری دزیمتری در پزشکی هسته‌ای می‌شوند [۴].

در پزشکی هسته‌ای تشخیصی، اکتیویته رادیوداروی مورد استفاده در حد چند ده میلی کوری است؛ اما در بحث درمان، اکتیویته‌های بسیار بالایی از رادیودارو مورد استفاده قرار می‌گیرد که موجب اهمیت دزیمتری در پزشکی هسته‌ای درمانی می‌شود. در حال حاضر روش‌های محاسبه دز و اکتیویته مورد نیاز در پزشکی هسته‌ای درمانی متکی بر تصویربرداری هسته‌ای از توزیع رادیودارو در بدن و یا طرح ارائه شده توسط کمیته دز تابش داخلی درمانی (MIRD) انجمن پزشکی هسته‌ای هستند که هر دو نتایج تقریبی به دست می‌دهند و هنوز دقتی در حد دزیمتری در رادیوتراپی را ندارند [۵].

ابزارهای دزیمتری همچون قرص‌های TLD یا اتاقک‌های یونش به دلیل اندازه محدود آن‌ها، دز را فقط در یک نقطه یا محدوده اندازه‌گیری می‌کنند؛ بنابراین در اندازه‌گیری دزهای بسیار بالا با گرادیان‌های دز بالا، عملکرد ضعیفی دارند [۶]. فیلم‌های بچ می‌توانند دز سه‌بعدی را با قرار گرفتن فیلم در سطوح مختلف، اندازه‌گیری کنند؛ اما موقعیت‌یابی دقیق فیلم‌ها در چندین لایه می‌تواند فرآیندی دشوار و زمان‌بر باشد [۷].

<sup>3</sup> Fong

<sup>1</sup> Alexander

<sup>2</sup> Maryanski

محیطی مناسب است [۲۱-۲۳]. چون دقت اندازه‌گیری دز به ترکیبات ژل دزیتر MAGIC وابسته است، لوسی<sup>۱</sup> و همکارانش در سال ۲۰۰۷ با تغییر غلظت مواد تشکیل‌دهنده آن، مقادیر بهینه را برای بالاتر بردن حساسیت و رزولوشن ژل MAGIC به دست آوردند [۲۴]. ذوب شدن ژل MAGIC موجب از دست رفتن اطلاعات سه‌بعدی دز جذبی می‌شود، بنابراین دما عامل محدود کننده‌ای در استفاده از این ژل دزیتر است. به این خاطر آدینه‌وند و همکارانش در سال ۲۰۰۸ با افزودن آگارز به ژل MAGIC تحت عنوان MAGICA، برخی مشخصات ژل شامل نقطه ذوب، پایداری، رنج دینامیکی و تکرارپذیری آن را بهبود دادند [۲۵].

تاکنون مطالعات مختلفی در مورد کاربرد ژل دزیترهای مختلف در رادیوتراپی انجام شده است و نتایج آن‌ها نشان می‌دهد که این ژل دزیترها پتانسیل افزایش دقت درمان‌های رادیوتراپی را دارند [۲۶]؛ اما در پزشکی هسته‌ای پژوهش‌های محدودی در این زمینه انجام شده و نیاز به مطالعات بیش‌تر و کامل‌تری احساس می‌شود.

در سال ۲۰۰۹ شوارک<sup>۲</sup> و همکارانش از ژل دزیتر MAGIC-f که در ابتدا و انتهای آن TLD نیز قرار داشت برای دزیتری ویالی از ید-۱۳۱ با اکتیویته ۱۱۱۰ MBq استفاده کردند. در این آزمایش ویال ید-۱۳۱ در مرکز قرار داشت و چند لایه از ژل دزیتر و TLD اطراف ویال را احاطه کرده بود. آن‌ها این آزمایش را با کد مونت‌کارلو PENELOPE نیز شبیه‌سازی کردند. بر اساس مطالعه آن‌ها، توافق بین منحنی‌های دز عمقی حاصل از شبیه‌سازی و TLD بهتر از ۹۷٪ و برای MAGIC-f و TLD بهتر از ۹۸٪ بود [۴]. در مطالعه‌ای دیگر، براون و همکارانش به ژل دزیتر در حال ساخت PAGAT مقادیر ۲۵ MBq تا ۵۰۰۰ MBq از رادیوایزوتوپ تکنسیم<sup>۳</sup> - ۹۹ m

را اضافه کردند و اجازه دادند که اکتیویته کاملاً فروپاشی کند. سپس ژل دزیترها با استفاده از MRI مورد ارزیابی قرار گرفتند و دز جذبی در آن‌ها به صورت تجربی محاسبه شد. منحنی‌های R<sub>۲</sub> برای هر ژل دزیتر به دست آمد و از آن‌ها برای ارزیابی رابطه بین میزان پلیمریزاسیون ژل و دز جذبی استفاده شد. این منحنی‌ها نشان دهنده یک پاسخ خطی از ۲۵ MBq تا ۱۰۰۰ MBq که تا ۵۰۰۰ MBq همچنان رفتار یکنواختی دارد [۲۷].

آدینه‌وند<sup>۴</sup> و راحت‌آباد<sup>۵</sup> در سال ۲۰۱۸ در یک مطالعه تئوری کاربرد دزیترهای ژل پلیمری MAGIC، MAGICAUG، PAGATUG و PAGATAUG برای ارزیابی دز دریافتی تخمدان‌ها و رحم در براکی‌تراپی، پزشکی هسته‌ای و رادیوتراپی کلیه راست را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها در شبیه‌سازی براکی‌تراپی، چشمه ید-۱۲۵ را در کلیه راست قرار دادند؛ در پزشکی هسته‌ای، تکنسیم-۹۹m را در کلیه راست توزیع کردند و در رادیوتراپی، کلیه راست را پرتوهای چشمه خارجی کبالت-۶۰ پرتودهی کردند. این مطالعه با استفاده از فانتوم زن ORNL و کد MCNPX انجام شد. نتایج این مطالعه نشان داد که این ژل دزیترها برای استفاده در پزشکی هسته‌ای و رادیوتراپی با بافت نرم قابل‌مقایسه هستند و می‌توان از آن‌ها در فانتوم‌های فیزیکی استفاده کرد؛ اما در براکی‌تراپی، این ژل‌ها جایگزین مناسبی برای بافت نرم نیستند [۲۸].

در این مطالعه عملکرد دزیترهای ژل پلیمری MAGICA و PAGATA در بررسی دز دریافتی ریه‌ها، کبد، پستان، معده، طحال و کلیه‌ها در حین پرتودرمانی هدفمند ید-۱۳۱ بافت سرطانی ریه با استفاده از کد مونت‌کارلو MCNPX در محیط فانتوم زن ORNL، مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

<sup>4</sup> Adinehvand

<sup>5</sup> Rahatabad

<sup>1</sup> Luci

<sup>2</sup> Schwarcke

<sup>3</sup> Technetium

## ۲. روش کار

در مرحله بعد به جای عناصر تشکیل دهنده بافت‌های ریه، کبد، پستان، معده، طحال و کلیه در برنامه فانتوم ORNL، عناصر تشکیل دهنده ژل‌های MAGICA و PAGATA قرار داده می‌شود و محاسبات دزیمتری مطالب قبل انجام می‌شود. در جدول‌های ۲ و ۳ درصد وزنی مواد تشکیل دهنده این دو ژل پلیمر قابل مشاهده است.

جدول (۳): درصد وزنی مواد تشکیل دهنده ژل پلیمر PAGATA [۲۰].

ترکیبات	درصد وزنی (%)
آب فوق خالص	۸۶
ژلاتین (۳۰۰ واحد)	۵
متیلن بیس آکریل آمید	۴/۵
آکریلامید	۴/۵
کلرید تتراکسیس فسفونیوم	۱/۸
هیدروکینون	۱/۲

## ۱.۲. کد مونت کارلو MCNPX

کد مونت کارلو MCNP اولین بار در سال ۱۹۶۳ در آزمایشگاه لوس آلاموس تحت عنوان MCS تهیه شد و در سال ۱۹۷۷ با نام MCNP و با نسخه‌های ۴A و ۴B که تنها ذرات نوترون و فوتون را پوشش می‌دادند، ارائه شد. در سال ۲۰۰۰، نسخه ۴C عرضه شد که همزمان ۳ ذره نوترون، فوتون و الکترون را پوشش می‌داد. در ادامه نسخه‌های X، ۵ و ۶ عرضه شدند که هر کدام قابلیت‌های مختلفی دارند. یکی از تفاوت‌های اساسی نسخه X به بالا نسبت به نسخه ۴C، پوشش حداقل ۳۵ نوع ذره تابشی مختلف است.

برای استفاده از کد MCNP باید یک فایل ورودی با ساختار مشخص شامل اطلاعات مسئله همچون هندسه، مواد، چشمه، نوع خروجی و ... تهیه شود. کد با در نظر گرفتن اطلاعات ورودی و استفاده از کتابخانه سطح مقطع‌ها، مسئله را حل و نتایج را در یک یا چند فایل خروجی تولید می‌کند. فایل ورودی در این مطالعه، برنامه نوشته شده تحت عنوان فانتوم ORNL

برای انجام این پژوهش ابتدا کارت چشمه برنامه ورودی فانتوم ORNL به نحوی بازتعریف می‌شود که رادیوایزوتوپ ۱۳۱-ید به صورت یکنواخت در بافت ریه راست و چپ توزیع شود و از آنجا که موضوع مطالعه پرتودرمانی هدفمند است؛ پس مد برنامه الکترون است و پرتوهای بتای منفی تابش شده از ید-۱۳۱ در این کارت لحاظ می‌شوند. اطلاعات پرتویی ید-۱۳۱ در جدول ۱ قابل مشاهده است. برای محاسبه دز در اندام‌های فوق‌الذکر، از کارت تالی F۸\* استفاده می‌شود. این تالی انرژی جذب شده از پرتوهای تابش شده در سلول‌های هدف را برحسب MeV به دست می‌دهد؛ اما مطابق معادله ۱، برای محاسبه دز این نتایج علاوه بر تبدیل واحد از MeV به J، باید بر واحد جرم سلول‌ها (برحسب Kg) نیز تقسیم شوند.

$$\text{Dose(Gy)} = \text{Energy(J)} / \text{Mass(Kg)} \quad (1)$$

جدول (۱): انرژی و درصد انتشار پرتوهای بتا و گامای ید-۱۳۱ [۲۹].

پرتو گاما (KeV)	درصد انتشار (%)	پرتو بتا (KeV)	درصد انتشار (%)
۸۰	۲/۴	۲۴۷	۱/۸
۲۸۴	۵/۹	۳۰۷	۰/۶
۳۶۴	۸۳/۱	۳۳۴	۷/۲
۶۳۷	۷/۲	۶۰۶	۸۹/۴
۷۲۳	۱/۸	۸۰۶	۰/۷

جدول (۲): درصد وزنی مواد تشکیل دهنده ژل پلیمر MAGICA [۲۵].

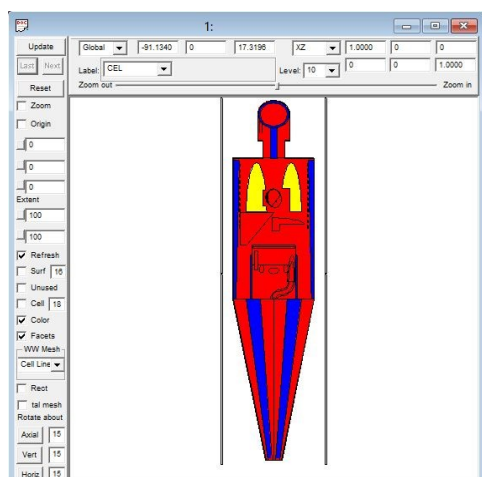
ترکیبات	درصد وزنی (%)
آب فوق خالص	۸۰/۷۸۵
ژلاتین پوست گاو (۲۵۰ واحد)	۱۰/۰۸۱
آسکوربیک اسید	۰/۰۳۵
سولفات مس	۰/۰۰۲
متاکریلیک اسید (۹۹/۵)	۵/۸۷۴
فرمالدئید	۳/۲۲۳
میکروسفر شیشه	۲/۰۰۰

Cl	۰/۱۳۳	۰/۱۴۳	۰/۲۶۶
K	۰/۲۰۸	۰/۱۵۳	۰/۱۹۴
Ca	۰/۰۲۴	۱۰/۱۹۰	۰/۰۰۹
Fe	۰/۰۰۵	۰/۰۰۸	۰/۰۳۷
Zn	۰/۰۰۳	۰/۰۰۵	۰/۰۰۱
Rb	۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	۰/۰۰۱
Sr	۰/۰۰۰	۰/۰۰۳	۰/۰۰۰
Zr	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
Pb	۰/۰۰۰	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰

است. در این مطالعه برای انجام محاسبات از نسخه X۲/۶ این کد که در سال ۲۰۰۸ ارائه شده، استفاده می‌شود [۳۰].

## ۲.۲. فانتوم ORNL

فانتوم ORNL اولین بار در دهه ۶۰ میلادی در آزمایشگاه ملی اوکریج نوشته شد. این فانتوم ۲۲ اندام داخلی داشت و به نحوی تعریف شده بود که اندام‌های جنسی مرد و زن بالغ را در قالب یک فانتوم پوشش می‌داد. این فانتوم توسعه داده شد و اکنون شامل ۷ برنامه ورودی مرد بالغ، زن بالغ، پسر و دختر ۱۵ ساله، کودک ۱۰ ساله، کودک ۵ ساله، نوزاد ۱ ساله و نوزاد تازه متولد شده است. این فانتوم‌ها از ۳ ماده برای ریه، استخوان و بافت نرم (جدول ۴) و بیش از ۴۰ سلول مجزا تشکیل شده‌اند. فانتوم ORNL تاکنون چندین بار توسط کمیته دز تشعشع داخلی پزشکی (MIRD) برای مقاصد دزیمتری در پزشکی هسته‌ای و کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژیکی (ICRP) برای استفاده در یک سری گزارش‌ها (شماره‌های ۳۰، ۵۶، ۶۷، ۶۸، ۶۹، ۷۱ و ۷۲) مورد استفاده قرار گرفته است؛ از این‌رو اعتبار لازم برای استفاده در مطالعات دزیمتری پزشکی هسته‌ای را دارد [۳۱]. در این مطالعه از فایل زن بالغ ORNL آپدیت ۱۹۹۶ به‌عنوان برنامه ورودی استفاده می‌شود که در شکل ۱ قابل مشاهده است.



شکل (۱): فانتوم شبه‌انسانی زن بالغ ORNL.

## ۳. نتایج و بحث

### ۳.۱. دز جذبی در فانتوم ORNL

مطابق روش انجام کار، در حضور عناصر اصلی فانتوم ORNL و درحالی‌که رادیویزوتوپ یو-۱۳۱ در ریه‌ها به‌صورت یکنواخت توزیع شده و فقط پرتو بتا تابش می‌کند، شبیه‌سازی توسط کد مونت‌کارلو MCNPX انجام شد. نتایج این شبیه‌سازی در جدول ۵ و شکل ۲ قابل مشاهده است.

جدول (۵): دز جذبی ارگان‌ها در فانتوم ORNL.

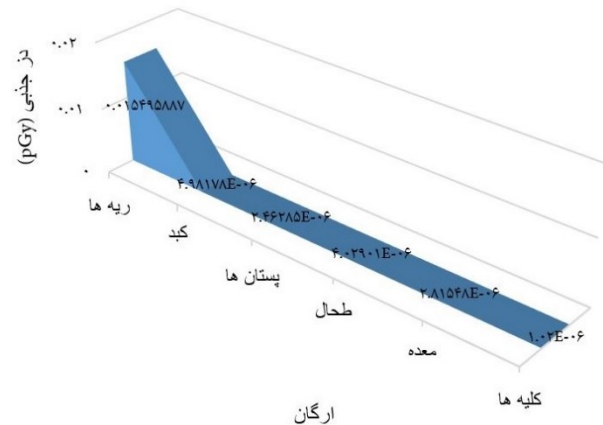
دز جذبی (pGy)	بافت هدف	بافت چشمه
$1/681 \times 10^{-2}$	ریه	ریه
$4/98 \times 10^{-6}$	کبد	ریه
$2/46 \times 10^{-6}$	پستان	ریه
$4/29 \times 10^{-6}$	طحال	ریه
$2/81 \times 10^{-6}$	معهده	ریه
$1/02 \times 10^{-6}$	کلیه	ریه

جدول (۴): درصد وزنی عناصر تشکیل‌دهنده فانتوم ORNL.

عناصر	بافت نرم	استخوان	ریه
H	۱۰/۴۵۴	۷/۳۳۷	۱۰/۱۳۴
C	۲۲/۶۶۳	۲۵/۴۷۵	۱۰/۲۳۸
N	۲/۴۹۰	۳/۰۵۷	۲/۸۶۶
O	۶۳/۵۲۵	۴۷/۸۹۳	۷۵/۷۵۲
F	۰/۰۰۰	۰/۰۲۵	۰/۰۰۰
Na	۰/۱۱۲	۰/۳۲۶	۰/۱۸۴
Mg	۰/۰۱۳	۰/۱۱۲	۰/۰۰۷
Si	۰/۰۳۰	۰/۰۰۲	۰/۰۰۶
P	۰/۱۳۴	۵/۰۹۵	۰/۰۸۰
S	۰/۲۰۴	۰/۱۷۳	۰/۲۲۵

### ۳.۳. دز جذبی در ژل دوزیمتر PAGATA

عناصر ژل دوزیمتر PAGATA با عناصر تشکیل دهنده بافت‌های ریه، کبد، پستان، معده، طحال و کلیه در فانتوم ORNL جایگزین شده و مجدداً شبیه‌سازی توسط کد مونت‌کارلو MCNPX انجام می‌شود. نتایج این شبیه‌سازی در جدول ۷ و شکل ۴ آورده شده است.



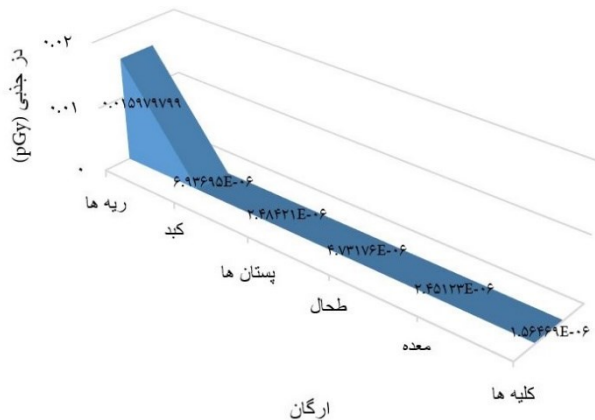
شکل (۲): دز دریافتی ارگان‌ها در فانتوم ORNL.

جدول (۷): دز جذبی ارگان‌ها در حضور ژل دوزیمتر PAGATA.

بافت چشمه	بافت هدف	دز جذبی (pGy)
ریه	ریه	$1/7 \times 10^{-2}$
ریه	کبد	$6/93 \times 10^{-6}$
ریه	پستان	$2/48 \times 10^{-6}$
ریه	طحال	$4/73 \times 10^{-6}$
ریه	معده	$4/32 \times 10^{-6}$
ریه	کلیه	$1/62 \times 10^{-6}$

### ۲.۳. دز جذبی در ژل دوزیمتر MAGICA

عناصر تشکیل دهنده بافت‌های ریه، کبد، پستان، معده، طحال و کلیه در فانتوم ORNL با عناصر ژل دوزیمتر MAGICA جای‌جا شده و مجدداً شبیه‌سازی توسط کد مونت‌کارلو MCNPX انجام می‌شود. نتایج این شبیه‌سازی در جدول ۶ و شکل ۳ آمده است.



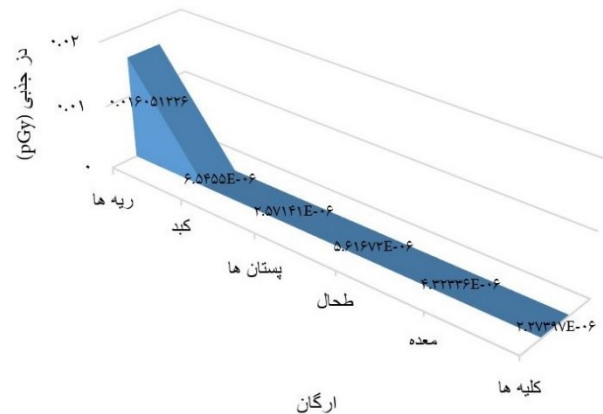
جدول (۶): دز جذبی ارگان‌ها در حضور ژل دوزیمتر MAGICA.

بافت چشمه	بافت هدف	دز جذبی (pGy)
ریه	ریه	$1/6 \times 10^{-2}$
ریه	کبد	$6/54 \times 10^{-6}$
ریه	پستان	$2/57 \times 10^{-6}$
ریه	طحال	$5/61 \times 10^{-6}$
ریه	معده	$4/32 \times 10^{-6}$
ریه	کلیه	$1/42 \times 10^{-6}$

شکل (۴): دز دریافتی ارگان‌ها در حضور ژل دوزیمتر PAGATA.

### ۴.۳. بحث

در جدول ۸ نتایج ۳ شبیه‌سازی فوق قابل مشاهده است. از این نتایج می‌توان دید که دز جذبی بافت‌های هدف با افزایش فاصله از بافت ریه که در این‌جا چشمه است، کاهش می‌یابد که آن هم به دلیل کاهش دز جذبی ناشی از پرتوهای بتا با افزایش فاصله از چشمه است. این واقعیت علاوه بر نتایج فانتوم ORNL، در



شکل (۳): دز دریافتی ارگان‌ها در حضور ژل دوزیمتر MAGICA.

MAGICA و PAGATA در پرتودرمانی هدفمند با ید-۱۳۱ مورد بررسی قرار گرفت و پاسخ آن‌ها با نتایج بافت نرم مقایسه شد.

برای انجام شبیه‌سازی‌ها ابتدا چشمه بتازای ید-۱۳۱ به صورت یکنواخت در بافت ریه‌های فانتوم زن بالغ ORNL توزیع شد و با اجرای کد MCNPX، دز جذبی در بافت‌های ریه، کبد، معده، طحال، پستان و کلیه محاسبه شد. سپس به نوبت ژل دزیمترهای MAGICA و PAGATA به جای این اندام‌ها قرار گرفتند و شبیه‌سازی با چشمه بتازای ید-۱۳۱ انجام شد. نتایج این شبیه‌سازی‌ها در جدول ۸ مرتب شده است. دز جذبی بافت ریه در فانتوم ORNL، MAGICA و در PAGATA به ترتیب برابر با ۰/۰۱۶ pGy، ۰/۰۱۷ pGy و ۰/۰۱۶ pGy است. این اختلاف محدود در نتایج نشان می‌دهد که می‌توان از دزیمترهای ژل پلیمری MAGICA و در PAGATA در فانتوم‌های فیزیکی در دزیمتری بافت ریه حین درمان تومورهای آن با رادیوایزوتوپ ید-۱۳۱ استفاده کرد. اما اگر هم‌زمان با دزیمتری بافت ریه، سایر بافت‌ها نیز دزیمتری شوند؛ به جز بافت پستان، برای سایر بافت‌ها باید از ژل دزیمترهای مناسب‌تری استفاده کرد.

نتایج ژل دزیمترهای MAGICA و PAGATA نیز مشاهده می‌شود.

مقایسه این نتایج نشان می‌دهد که دز جذبی بافت ریه و پستان در فانتوم ORNL اختلاف ناچیزی با دز جذبی این دو بافت در حالی که با ژل دزیمترهای MAGICA و PAGATA پر شده‌اند، دارند؛ اما در سایر بافت‌ها، اختلاف معنی‌داری بین این نتایج وجود دارد.

جدول (۸): مقایسه دز جذبی ارگان‌ها در فانتوم ORNL با ژل دزیمترهای MAGICA و PAGATA (برحسب pGy).

چشمه	هدف	ORNL	MAGICA	PAGATA
ریه	ریه	$1/681 \times 10^{-2}$	$1/6 \times 10^{-2}$	$1/7 \times 10^{-2}$
ریه	کبد	$4/98 \times 10^{-6}$	$6/54 \times 10^{-6}$	$6/93 \times 10^{-6}$
ریه	طحال	$4/29 \times 10^{-6}$	$5/61 \times 10^{-6}$	$4/73 \times 10^{-6}$
ریه	معده	$2/81 \times 10^{-6}$	$4/32 \times 10^{-6}$	$4/32 \times 10^{-6}$
ریه	پستان	$2/46 \times 10^{-6}$	$2/57 \times 10^{-6}$	$2/48 \times 10^{-6}$
ریه	کلیه	$1/02 \times 10^{-6}$	$1/42 \times 10^{-6}$	$1/62 \times 10^{-6}$

#### ۴. نتیجه‌گیری

در این مطالعه با استفاده از فانتوم زن بالغ ORNL و کد مونت کارلو MCNPX، قابلیت دزیمتری ژل پلیمرهای

#### ۵. مراجع

1. A. Sahebnaag, K. Adinehvand, B. Azadbakht. Determination and comparison of absorbed dose of ovaries and uterus in heart scan from TC-99m, by three methods: TLD measurement, MCNP simulation and MIRD calculation and estimation of its risks. *Res. J. Appl. Sci. Eng. Technol.* 4 (22) (2012) 4572-4575.
2. G. Gambarini, E. Artuso, D. Giove, M. Felisi, L. Volpe, L. Barcaglioni, S. Agosteo, L. Garlati, A. Pola, V. Klupak, L. Viererbl. Study of suitability of Fricke-gel-layer dosimeters for in-air measurements to characterise epithermal/thermal neutron beams for NCT. *Appl. Radiat. Isot.* 106 (2015) 145-150.
3. F. M. Khan, J. P. Gibbons. *Khan's the Physics of Radiation Therapy*. Wolters Kluwer, New York, USA, 2019.
4. M. Schwarcke, T. Marques, C. Garrido, P. Nicolucci, O. Baffa. MAGIC-f Gel in Nuclear Medicine Dosimetry: study in an external beam of Iodine-131. *6th Int. Conf. 3DRDose, USA*, 2010.
5. W. A. Dezarn, J. T. Cessna, L. A. DeWerd, W. Feng, V. L. Gates, J. Halama, A. S. Kennedy, S. Nag, M. Sarfaraz, V. Sehgal, R. Selwyn. Recommendations of the American association of physicists in medicine on dosimetry, imaging, and quality assurance procedures for 90Y microsphere brachytherapy in the treatment of hepatic malignancies. *Med. Phys.* 38 (8) (2011) 4824-4845.
6. G. Shani. *Radiation Dosimetry Instrumentation and Methods*. CRC Press, Boca Raton, Florida, USA, 2000.

7. S. K. D. Kalaiselven, J. J. S. E. Rajan. Polymer Gel Dosimetry for Radiation Therapy, in: G. Natanasabapathi (Eds), *Modern Practices in Radiation Therapy*. INTECH, UK (2012) pp. 309-326.
8. A. Venning, B. Healy, K. Nitschke, C. Baldock. Investigation of the MAGAS normoxic polymer gel dosimeter with Pyrex glass walls for clinical radiotherapy dosimetry. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res., Sect. A*. 555 (1) (2005) 396-402.
9. G.S. Ibbott. Applications of gel dosimetry. *3th Int. Conf. RGDose, Belgium*, 2004.
10. P. Alexander, A. Charlesby, M. Ross. The degradation of solid polymethylmethacrylate by ionizing radiation. *Proc. R. Soc. Lond. Ser.A-Math. Phys. Sci.* 223 (1154) (1954) 392-404.
11. F. E. Hoecker, I. W. Watkins. Radiation polymerization dosimetry. *Appl. Radiat. Isot.* 3 (1) (1958) 31-35.
12. A. L. Boni. A polyacrylamide gamma dosimeter. *Radiat. Res.* 14 (4) (1961) 374-380.
13. C. Audet, L. J. Schreiner. Radiation dosimetry by NMR relaxation time measurements of irradiated polymer solutions. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, USA, 1991.
14. R. P. Kennan, M. J. Maryanski, J. Zhong, J. C. Gore. Hydrodynamic effects and cross relaxation in cross linked polymer gels. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, USA, 1992.
15. M. J. Maryanski, J. C. Gore, R. J. Schulz. 3-D radiation dosimetry by MRI: solvent proton relaxation enhancement by radiation-controlled polymerisation and cross-linking in gels. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, USA, 1992.
16. M. J. Maryanski, J. C. Gore, R. P. Kennan, R. J. Schulz. NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiation: a new approach to 3D dosimetry by MRI. *Magn. Reson. Imaging*. 11 (1993) 253-258.
17. M. J. Maryanski, R. J. Schulz, G. S. Ibbott, J. C. Gatenby, J. Xie, D. Horton, J. C. Gore. Magnetic resonance imaging of radiation dose distributions using a polymer-gel dosimeter. *Phys. Med. Biol.* 39 (1994) 1437-1455.
18. M. J. Maryanski, J. C. Gore, R. Schulz. Three-dimensional detection, dosimetry and imaging of an energy field by formation of a polymer in a gel. *US Patent*. 5,321,357 (1994).
19. A. J. Venning, S. Brindha, B. Hill, C. Baldock. Preliminary study of a normoxic PAG gel dosimeter with tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride as an antioxidant. *3th Int. Conf. RGDose, Belgium*, 2004.
20. B. Azadbakht, K. Haddad, S. Bagheri. Fabrication and optimization of a PAGATA gel dosimeter: increasing the melting point of the PAGAT gel dosimeter with agarose additive. *Iran. J. Med. Phys.* 7 (4) (2010) 1-6.
21. P. M. Fong, D. C. Keil, M. D. Does, J. C. Gore. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Phys. Med. Biol.* 46 (2001) 3105-3113.
22. Y. Deene, K. Vergote, C. Claeys, C. DeWagter. The fundamental radiation properties of normoxic polymer gel dosimeters: A comparison between a methacrylic acid based gel and acrylamide based gels. *Phys. Med. Biol.* 51 (2006) 635-673.
23. C. Hurley, A. Venning, C. Baldock. A study of a normoxic polymer gel dosimeter comprising methacrylic acid, gelatin and tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride (MAGAT). *Appl. Radiat. Isot.* 63 (2005) 443-456.
24. J. J. Luci, H. M. Whitney, J. C. Gore. Optimization of MAGIC gel formulation for three-dimensional radiation therapy dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 25 (2007) 241-248.
25. K. Adinehvand, M. H. Zahmatkesh, M. R. Aghamiri, S. h. Akhlaghpour, S. Bagheri. Verification of dose rate and energy dependence of MAGICA polymer gel dosimeter with electron beams. *Iran. J. Radiat. Res.* 6 (2008) 31-36.
26. B. Farhood, G. Geraily, S. M. Abtahi. A systematic review of clinical applications of polymer gel dosimeters in radiotherapy. *Appl. Radiat. Isot.* 143 (2019) 47-59.
27. K. Braun, D. Bailey, B. Hill, C. Baldock. Preliminary investigation of PAGAT polymer gel radionuclide dosimetry of Tc-99m. *5th Int. Conf. RGDose, Greece*, 2008.
28. K. Adinehvand, F. N. Rahatabad. Monte-Carlo based assessment of MAGIC, MAGICAUG, PAGATUG and PAGATAUG polymer gel dosimeters for ovaries and uterus organ dosimetry in brachytherapy, nuclear medicine and Tele-therapy. *Comput. Meth. Prog. Biomed.* 159 (2018) 37-50.
29. F. F. Knapp, A. Dash. *Radiopharmaceuticals for Therapy*. Springer, New Delhi, India, 2016.
30. B. P. Denise. *MCNPX-User's Manual Version 2.6.0: A Technical Document*. Los Alamos National Laboratory. New Mexico, USA, 2009.
31. K. F. Eckerman, M. Cristy, J. C. Ryman. The ORNL mathematical phantom series. Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, USA, 1996. Available at: <http://ornl.gov/vlab/mird2.pdf>, 1996.