

محاسبه دوز ناشی از چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ و تعیین پارامترهای دوزیمتری آن در فانتوم آب و بافت

علیرضا بینش^{*}، دکتر علی اصغر مولوی^۱، عدالت مختاری نژاد^۲

۱- دانشور، گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه پیام نور فریمان

۲- استادیار، گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه تربیت معلم سبزوار

۳- مربی، گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه پیام نور مشهد

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۵/۲۹

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۶/۴/۲۹

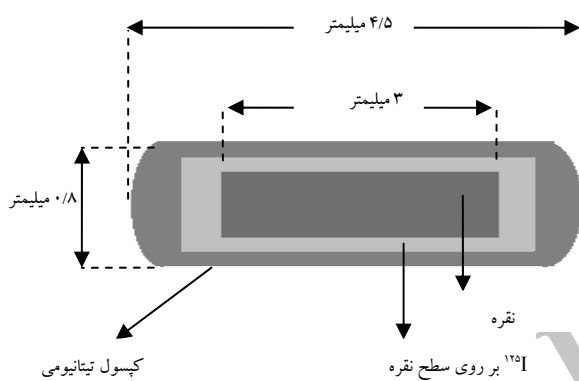
چکیده

مقدمه: در این پژوهش که با استفاده از روش مونت کارلو دوز نسبی ناشی از چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ محاسبه و پارامترهای دوزیمتری TG-43، که توسط انجمن فیزیک پزشکان آمریکا مصوب شده‌اند، برای فانتوم آب و بافت تعیین شده است. **مواد و روشها:** چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ توسط شرکت آمرشام طراحی شده و مورد تأیید انجمن فیزیک پزشکان آمریکا می‌باشد که برای انجام محاسبات، در مرکز یک فانتوم مکعبی به ابعاد $30 \times 30 \times 30$ سانتیمتر مکعب از آب و بافت در نظر گرفته شده است. سپس تغییرات دوز جذبی را در امتداد موازی و عمود بر محور چشمه با استفاده از کد MCNP 4C محاسبه نموده‌ایم. در شبیه سازی مونت کارلو، آب با چگالی ۱ گرم بر سانتیمتر مکعب و تشکیل شده از دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن منظور شده است؛ و بافت با چگالی $1/04$ گرم بر سانتیمتر مکعب و ترکیب اتمی دقیق استفاده شده است. **نتایج:** در این پژوهش تغییرات درصد دوز عمقی (PDD) در راستای محورهای موازی و عمود بر چشمه و به فاصله $0/1$ میلیمتر به کمک تالی $F6:p$ و با خطای کمتر از 5% محاسبه شده است؛ با استفاده از این داده‌ها، منحنی‌های هم‌دوز برای PDDهای 125% ، 100% ، 75% ، 50% و 25% استخراج و رسم شده است. همچنین پارامترهای دوزیمتری تابع نامتقارنی $F(r, \theta)$ تابع توزیع دوز شعاعی $g(r)$ نیز برای این چشمه محاسبه شده است و برای مواردی با نتایج دیگران مقایسه شده است. **بحث و نتیجه گیری:** تغییرات درصد دوز عمقی و پارامترهای دوزیمتری محاسبه شده در این پژوهش مطابقت خوبی با نتایج تجربی دیگران دارد و می‌توان از آنها در بهبود براکی تراپی با این چشمه استفاده نمود. دوز جذب شده و شیب تغییرات دوز در نقاط نزدیک به چشمه خیلی زیاد است؛ و در این نواحی فقط با شبیه سازی مونت کارلو محاسبات دوز به صورت دقیق امکان پذیر است. این نتایج بیانگر کاربست مفید کد MCNP 4C در محاسبات دوزیمتری و حوزه‌های دیگر فیزیک پزشکی می‌باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۲، پاییز ۸۵: ۱۶-۹)

واژگان کلیدی: چشمه ^{125}I ، توزیع دوز، کد MCNP 4C، منحنی‌های هم‌دوز، پارامترهای دوزیمتری

۱- مقدمه

طیف فوتون‌های گسیل شده از این چشمه در محدوده ۲۲ تا ۳۵ کیلو الکترون ولت است [۱] و در طی دو مرحله در راکتور تهیه می‌شود. در مرحله اول، ابتدا گاز ^{124}Xe را وارد قلب راکتور نموده با نوترون‌های پرنرژی بمباران می‌شود؛ سپس عنصر ^{124}Xe با جذب نوترون به رادیوایزوتوپ ناپایدار ^{125}Xe تبدیل شده که در مرحله بعد با گیراندازی الکترون به ^{125}I واپاشی می‌نماید [۸،۷]. از طیف بتای گسیل شده از چشمه می‌توان چشم‌پوشی کرد، زیرا ذرات بتا قادر به عبور از پوسته تیتانیومی چشمه نمی‌باشند. طیف انرژی و شدت هر فوتون به ازای یک واپاشی ^{125}I در جدول ۱ درج شده است. نیمه عمر ایزوتوپ ^{125}I که با گیراندازی الکترون واپاشی انجام می‌دهد، ۵۹/۴ روز است.



شکل ۱: چشمه ^{125}I رادیوایزوتوپ مدل ۶۷۱۱

جدول ۱: طیف انرژی و شدت هر فوتون به ازای یک واپاشی ^{125}I

| انرژی فوتون (keV) | شدت (%) |
|-------------------|---------|
| ۲۲/۱ | ۲۵ |
| ۲۵/۲ | ۷ |
| ۲۷/۴ | ۱۰۰ |
| ۳۱ | ۲۵ |
| ۳۵/۵ | ۶ |

برای تراپی با استفاده از چشمه‌هایی که فوتون‌هایی با انرژی پایین گسیل می‌کنند، یکی از مهم‌ترین روش‌ها برای درمان سرطان پروستات می‌باشد [۲،۱]. برای کنترل و نابود کردن سلول‌های سرطانی به طوری که کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف برسد، باید محاسبات دوزیمتری با دقت بسیار بالایی انجام شود؛ به همین دلیل انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) گروه ویژه‌ای تحت عنوان TG-43 را تشکیل داد که وظیفه آنها تعریف و تعیین پارامترهای مورد نیاز برای چشمه‌های رادیوایزوتوپ مورد استفاده در تراپی است. یکی از روش‌های محاسبه این پارامترها که مورد تأیید انجمن فیزیک پزشکی است، محاسبه توزیع دوز در آب با استفاده از روش مونت کارلو می‌باشد. در حقیقت یکی از توصیه‌های این انجمن آن است که قبل از استفاده چشمه‌های رادیوایزوتوپ برای درمان بیماران، بهتر است با استفاده از روش مونت کارلو و یا روش‌های اندازه‌گیری، پارامترهای دوزیمتری لازم آنها تعیین گردد [۱-۶]. رادیو ایزوتوپ ^{125}I یکی از ایزوتوپ‌های رادیوایزوتوپ‌ها است که با گسیل فوتون‌هایی با انرژی پایین برای درمان سرطان پروستات به روش تراپی استفاده می‌شود. این رادیو ایزوتوپ با عمر نسبتاً بالای خود (۵۹/۴ روز) چشمه مناسبی برای این نوع درمان‌ها است. در این پژوهش از کد MCNP 4C برای محاسبه دوز نسبی در فانتوم آب و بافت، رسم منحنی‌های هم‌دوز و تعیین پارامترهای دوزیمتری برای چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ استفاده کرده‌ایم و در نهایت نتایج خود را با کارهای دیگران مقایسه نموده‌ایم.

۲- مواد و روشها

۱-۲- مشخصات چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱

چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ توسط شرکت آمرشام طراحی شده و مورد تأیید انجمن فیزیک پزشکان آمریکا می‌باشد. اجزای تشکیل دهنده این چشمه در شکل ۱ نشان داده شده است.

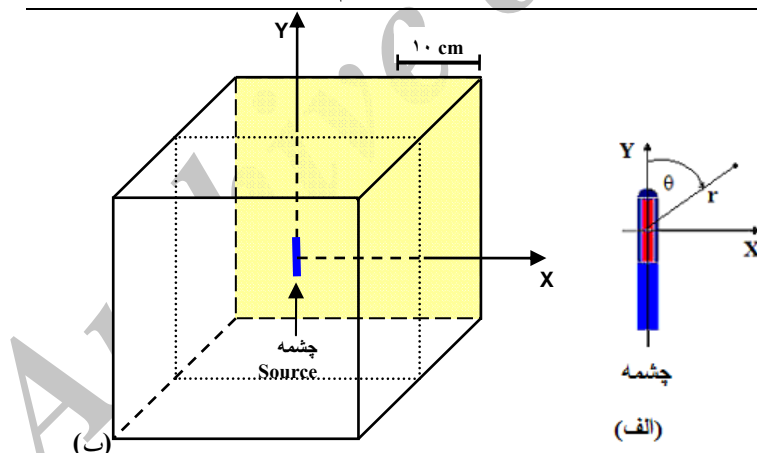
داده شده است. در محاسبات، آب با چگالی ۱ گرم بر سانتیمتر مکعب و تشکیل شده از دو اتم هیدروژن و یک اتم اکسیژن منظور شده است؛ و ترکیب اتمی و درصد وزنی تشکیل دهنده بافت با چگالی ۱/۰۴ گرم بر سانتیمتر مکعب در جدول ۲ درج شده است [۹].

۲-۲- روش محاسبه دوز در فانتوم آب و بافت

در این پژوهش، محاسبات مربوط به توزیع دوز در اطراف چشمه ^{125}I که در مرکز یک فانتوم مکعبی آب و بافت به ابعاد $30 \times 30 \times 30$ سانتیمتر مکعب قرار دارد به روش مونت کارلو و با کمک کد محاسباتی MCNP 4C انجام شده است [۶]. در شکل ۲ وضعیت قرار گرفتن چشمه در مرکز فانتوم نشان

جدول ۲: ترکیب اتمی و درصد وزنی تشکیل دهنده بافت با چگالی ۱/۰۴ گرم بر سانتیمتر مکعب

| نام عنصر | درصد وزنی در بافت | نام عنصر | درصد وزنی در بافت |
|----------|-------------------|----------|-------------------|
| هیدروژن | ۱۰/۴۵۴ | گوگرد | ۰/۲۰۴ |
| کربن | ۲۲/۶۶۳ | کُلر | ۰/۱۳۳ |
| نیتروژن | ۲/۴۹۰ | پتاسیم | ۰/۲۰۸ |
| اکسیژن | ۶۳/۵۲۵ | کلسیم | ۰/۰۲۴ |
| سدیم | ۰/۱۱۲ | آهن | ۰/۰۰۵ |
| منیزیم | ۰/۰۱۳ | روی | ۰/۰۰۳ |
| سلیسیوم | ۰/۰۳۰ | روبیدیم | ۰/۰۰۱ |
| فسفر | ۰/۱۳۴ | زیرکونیم | ۰/۰۰۱ |



شکل ۲: (الف) چشمه در ابعاد بزرگتر؛ (ب) طرح وار فانتوم آب یا بافت که چشمه ^{125}I در مرکز آن قرار گرفته است.

۳- نتایج

۳-۱- محاسبات درصد دوز عمقی و رسم منحنی‌های

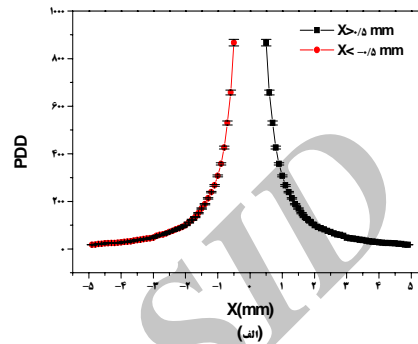
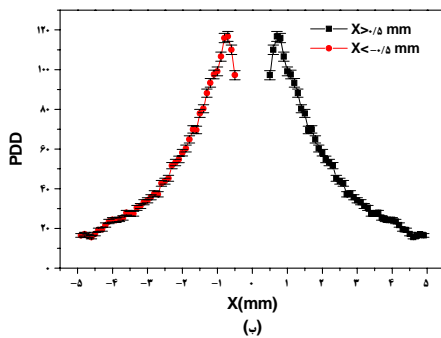
هم‌دوز

در این پژوهش تغییرات درصد دوز عمقی (PDD) در راستای محور X به فاصله ۰/۱ میلیمتر و در راستای محور Y به فاصله ۰/۱

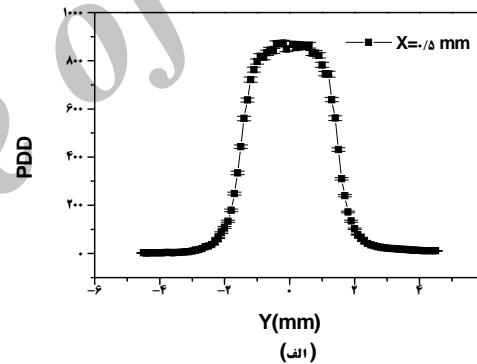
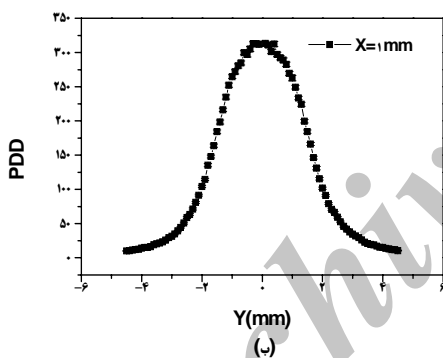
میلیمتر به کمک تالی $F6:p$ و با خطای کمتر از ۰/۵٪ محاسبه شده است؛ سپس با درون یابی نقاط هندسی هم‌دوز را پیدا و، منحنی‌های هم‌دوز را استخراج و رسم نموده‌ایم. دوز در نقطه‌ی $X=2$ میلیمتر و $Y=0$ میلیمتر را به عنوان مرجع معادل با درصد دوز عمقی صد در صد اختیار کرده و دوز در نقاط دیگر را نسبت به آن

PDD های ۱۲۵٪، ۱۰۰٪، ۷۵٪، ۵۰٪ و ۲۵٪ نشان داده شده است. با توجه به این منحنی‌ها به وضوح مشاهده می‌شود که دوز جذبی $D(r, \theta)$ به فاصله شعاعی از چشمه (r) و زاویه قطبی (θ) بستگی دارد.

بدست آورده‌ایم. در شکل ۳ منحنی تغییرات دوز در راستای محورهای $Y=0$ میلی‌متر، و $Y=2$ میلی‌متر؛ و در شکل ۴ منحنی تغییرات در راستای محورهای $X=0.5$ میلی‌متر، و $X=1$ میلی‌متر رسم شده است. همچنین در شکل ۵ منحنی‌های هم‌دوز برای



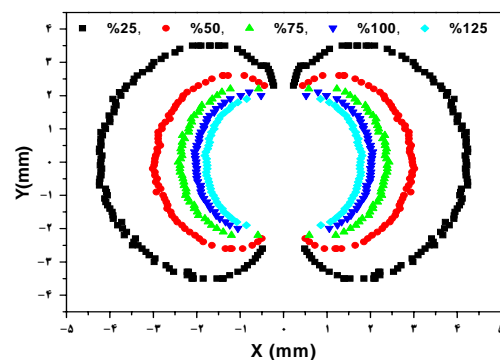
شکل ۳: (الف) منحنی دوز نسبی در راستای $Y=0$ میلی‌متر؛ (ب) منحنی دوز در راستای $Y=2$ میلی‌متر



شکل ۴: (الف) منحنی تغییرات دوز نسبی در راستای $X=0.5$ میلی‌متر؛ (ب) منحنی دوز در راستای $X=1$ میلی‌متر

۲-۳- تعیین پارامترهای دوزیمتری TG-43

تابع نامتقارنی $F(r, \theta)$ و تابع توزیع دوز شعاعی $g(r)$ پارامترهای مهمی در دوزیمتری می‌باشند که باید این توابع را با دقت بالایی بر طبق موافقت نامه تصویب شده توسط گروه TG-43، محاسبه کرده و نتایج خود را با کارهای تجربی که دیگران انجام داده‌اند مقایسه کنیم. بر طبق توافق نامه [۵،۳] این پارامترها با روابط زیر تعریف می‌شوند [۱۱،۱۰].



شکل ۵: منحنی‌های هم‌دوز چشمه ^{125}I در فانتوم آب

که در این روابط $\dot{D}(r, \theta)$ بیانگر آهنگ دوز جذبی، S_K مقداری ثابت که به مشخصات چشمه بستگی داشته و توسط شرکت سازنده چشمه تعیین می‌شود، Λ ثابت آهنگ دوز، $G(r, \theta)$ عامل هندسی و (r_0, θ_0) نقطه مرجع می‌باشد. در جدول ۳ و جدول ۴ مقادیر $F(r, \theta)$ در فواصل مختلف از چشمه که بترتیب در فانتوم آب و بافت محاسبه شده، درج شده است.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (1)$$

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \frac{G(r, \theta_0)}{G(r, \theta)} \quad (2)$$

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \quad (3)$$

جدول ۳: مقادیر $F(r, \theta)$ محاسبه شده در فانتوم آب

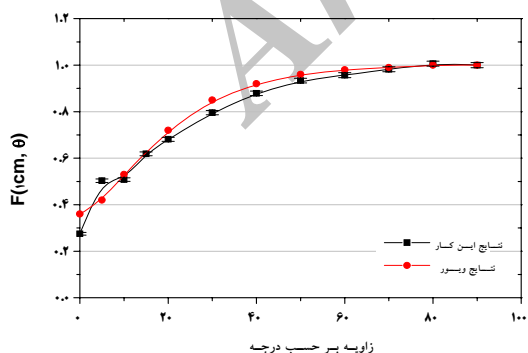
| شعاع (سانتی متر) | | | | | | | | | | | زاویه (درجه) |
|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-----------------|
| ۷ | ۶ | ۵ | ۴ | ۳ | ۲/۵ | ۲ | ۱/۵ | ۱ | ۰/۷۵ | ۰/۵ | |
| ۰/۴۷۷ | ۰/۶۴۷ | ۰/۵۱۵ | ۰/۵۰۸ | ۰/۴۷۸ | ۰/۴۳۲ | ۰/۴۲۵ | ۰/۳۳۲ | ۰/۲۹۴ | ۰/۲۳۶ | ۰/۱۸۰ | ۰ |
| ۰/۶۲۳ | ۰/۶۶۹ | ۰/۶۴۶ | ۰/۶۹۹ | ۰/۶۳۱ | ۰/۵۹۵ | ۰/۵۹۵ | ۰/۵۴۲ | ۰/۵۱۷ | ۰/۴۵۶ | ۰/۴۱۵ | ۱۰ |
| ۰/۷۱۷ | ۰/۷۹۹ | ۰/۸۳۵ | ۰/۷۸۴ | ۰/۷۷۶ | ۰/۷۶۴ | ۰/۷۵۳ | ۰/۷۲۶ | ۰/۷۱۴ | ۰/۶۶۲ | ۰/۶۴۲ | ۲۰ |
| ۰/۸۵۰ | ۰/۷۳۸ | ۰/۸۵۶ | ۰/۹۶۹ | ۰/۸۷۷ | ۰/۸۸۶ | ۰/۸۲۲ | ۰/۸۳۳ | ۰/۸۴۱ | ۰/۷۷۷ | ۰/۷۸۹ | ۳۰ |
| ۰/۷۹۹ | ۰/۸۰۵ | ۰/۹۳۲ | ۰/۹۹۹ | ۰/۸۸۳ | ۱/۰۰۹ | ۰/۹۵۷ | ۰/۹۰۱ | ۰/۹۰۸ | ۰/۸۶۹ | ۰/۸۷۸ | ۴۰ |
| ۰/۸۲۲ | ۰/۸۳۵ | ۰/۹۶۵ | ۰/۹۵۵ | ۰/۹۰۶ | ۰/۹۴۹ | ۰/۹۶۹ | ۰/۹۵۴ | ۰/۹۵۵ | ۰/۹۳۷ | ۰/۹۲۶ | ۵۰ |
| ۰/۸۹۰ | ۰/۸۰۳ | ۱/۰۰۹ | ۰/۹۲۸ | ۰/۸۷۵ | ۱/۰۰۸ | ۰/۹۸۲ | ۰/۹۷۳ | ۰/۹۸۹ | ۰/۹۵۹ | ۰/۹۵۲ | ۶۰ |
| ۰/۸۸۶ | ۰/۸۶۹ | ۰/۹۳۳ | ۰/۹۵۹ | ۰/۹۵۴ | ۱/۰۶۳ | ۱/۰۱۱ | ۱/۰۱۸ | ۱/۰۴۵ | ۰/۹۶۹ | ۰/۹۸۲ | ۷۰ |
| ۰/۸۸۳ | ۰/۹۰۱ | ۰/۹۷۵ | ۱/۰۱۸ | ۰/۹۷۴ | ۱/۰۵۶ | ۱/۰۵۹ | ۱/۰۳۶ | ۱/۰۵۱ | ۰/۹۹۱ | ۰/۹۸۹ | ۸۰ |
| ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۹۰ |
| ۰/۸۹۸ | ۱/۰۲۲ | ۰/۹۵۷ | ۱/۰۱۶ | ۰/۹۴۶ | ۱/۰۰۷ | ۱/۰۱۷ | ۰/۹۹۲ | ۱/۰۵۶ | ۰/۹۹۲ | ۱/۰۱۰ | ۱۰۰ |
| ۰/۹۴۳ | ۰/۸۴۹ | ۰/۹۷۰ | ۰/۹۹۶ | ۱/۰۱۹ | ۱/۰۹۶ | ۱/۰۲۶ | ۱/۰۰۳ | ۱/۰۱۸ | ۰/۹۶۱ | ۰/۹۹۴ | ۱۱۰ |
| ۰/۸۵۱ | ۰/۷۹۴ | ۰/۹۲۰ | ۱/۰۰۸ | ۰/۹۵۷ | ۱/۰۰۶ | ۰/۹۷۱ | ۱/۰۰۶ | ۰/۹۹۰ | ۰/۹۴۶ | ۰/۹۶۳ | ۱۲۰ |
| ۰/۸۹۹ | ۰/۹۰۳ | ۰/۹۶۲ | ۰/۹۴۲ | ۰/۹۰۲ | ۱/۰۰۷ | ۰/۸۹۹ | ۰/۹۱۳ | ۰/۹۴۶ | ۰/۹۲۲ | ۰/۹۲۲ | ۱۳۰ |
| ۰/۸۲۳ | ۰/۸۴۵ | ۰/۹۳۳ | ۰/۹۲۸ | ۰/۸۸۰ | ۰/۹۱۵ | ۰/۹۱۰ | ۰/۸۷۶ | ۰/۹۱۲ | ۰/۸۶۶ | ۰/۸۷۵ | ۱۴۰ |
| ۰/۸۱۹ | ۰/۸۴۲ | ۰/۸۷۵ | ۰/۸۳۹ | ۰/۸۱۳ | ۰/۸۵۳ | ۰/۸۱۴ | ۰/۸۱۶ | ۰/۸۱۴ | ۰/۷۷۸ | ۰/۷۷۹ | ۱۵۰ |
| ۰/۷۳۰ | ۰/۷۴۷ | ۰/۸۰۱ | ۰/۸۳۵ | ۰/۷۵۱ | ۰/۸۲۱ | ۰/۷۰۷ | ۰/۷۱۱ | ۰/۶۹۱ | ۰/۶۳۲ | ۰/۶۱۳ | ۱۶۰ |
| ۰/۶۰۳ | ۰/۶۷۸ | ۰/۵۷۵ | ۰/۵۴۷ | ۰/۵۷۳ | ۰/۵۴۳ | ۰/۵۲۵ | ۰/۴۷۲ | ۰/۴۲۵ | ۰/۳۵۳ | ۰/۲۸۷ | ۱۷۰ |

جدول ۴: مقادیر $F(r, \theta)$ محاسبه شده در فانتوم بافت

| زاویه (درجه) | شعاع (سانتی متر) | | | | | | | | | | |
|-----------------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | ۷ | ۶ | ۵ | ۴ | ۳ | ۲/۵ | ۲ | ۱/۵ | ۱ | ۰/۷۵ | ۰/۵ |
| ۰ | ۰/۵۲۰ | ۰/۵۹۰ | ۰/۵۳۲ | ۰/۵۸۳ | ۰/۵۲۱ | ۰/۴۵۴ | ۰/۴۲۹ | ۰/۳۶۴ | ۰/۳۰۸ | ۰/۲۳۹ | ۰/۱۸۵ |
| ۱۰ | ۰/۶۶۱ | ۰/۶۹۰ | ۰/۶۴۹ | ۰/۶۶۵ | ۰/۶۵۸ | ۰/۶۰۳ | ۰/۵۹۷ | ۰/۵۴۸ | ۰/۵۱۰ | ۰/۴۶۴ | ۰/۴۱۶ |
| ۲۰ | ۰/۷۲۲ | ۰/۷۷۱ | ۰/۷۲۱ | ۰/۷۸۵ | ۰/۷۸۱ | ۰/۷۴۶ | ۰/۷۴۳ | ۰/۷۱۱ | ۰/۷۱۰ | ۰/۶۶۷ | ۰/۶۳۹ |
| ۳۰ | ۰/۷۹۹ | ۰/۸۴۶ | ۰/۸۶۹ | ۱/۰۷۹ | ۰/۸۵۵ | ۰/۸۸۲ | ۰/۸۱۸ | ۰/۸۲۹ | ۰/۸۲۱ | ۰/۷۸۲ | ۰/۷۹۳ |
| ۴۰ | ۰/۸۴۹ | ۰/۸۱۲ | ۰/۸۸۷ | ۰/۹۹۸ | ۰/۹۲۶ | ۰/۹۷۷ | ۰/۹۵۵ | ۰/۸۹۵ | ۰/۸۹۷ | ۰/۸۸۱ | ۰/۸۷۸ |
| ۵۰ | ۰/۸۶۲ | ۰/۸۸۷ | ۰/۹۳۸ | ۱/۰۵۲ | ۰/۹۱۴ | ۰/۹۳۲ | ۰/۹۵۱ | ۰/۹۴۹ | ۰/۹۵۰ | ۰/۹۳۵ | ۰/۹۳۷ |
| ۶۰ | ۰/۹۸۲ | ۰/۸۴۰ | ۰/۸۹۹ | ۱/۰۸۷ | ۰/۹۲۱ | ۰/۹۸۲ | ۰/۹۷۴ | ۱/۰۰۲ | ۰/۹۸۹ | ۰/۹۷۰ | ۰/۹۶۰ |
| ۷۰ | ۰/۸۸۶ | ۰/۹۰۳ | ۰/۹۱۱ | ۱/۱۰۱ | ۱/۰۱۷ | ۱/۰۱۷ | ۰/۹۸۳ | ۱/۰۴۷ | ۱/۰۱۷ | ۰/۹۷۱ | ۰/۹۷۵ |
| ۸۰ | ۰/۹۲۷ | ۰/۹۴۹ | ۰/۹۵۷ | ۱/۰۶۱ | ۱/۰۴۶ | ۱/۰۳۲ | ۱/۰۶۰ | ۱/۰۲۳ | ۱/۰۴۲ | ۱/۰۰۲ | ۰/۹۹۲ |
| ۹۰ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ | ۱ |
| ۱۰۰ | ۰/۹۵۶ | ۱/۰۷۲ | ۰/۹۳۸ | ۱/۰۷۷ | ۱/۰۱۲ | ۰/۹۷۹ | ۰/۹۹۴ | ۰/۹۹۴ | ۱/۰۴۲ | ۰/۹۹۷ | ۱/۰۰۲ |
| ۱۱۰ | ۰/۸۹۸ | ۰/۸۷۷ | ۰/۹۶۰ | ۱/۰۵۷ | ۱/۰۷۱ | ۱/۰۶۰ | ۱/۰۰۱ | ۱/۰۱۴ | ۱/۰۱۶ | ۰/۹۶۰ | ۰/۹۸۱ |
| ۱۲۰ | ۰/۸۶۴ | ۰/۸۶۸ | ۰/۹۷۰ | ۱/۰۰۲ | ۰/۹۶۸ | ۰/۹۷۷ | ۰/۹۴۹ | ۰/۹۹۸ | ۱/۰۰۴ | ۰/۹۵۶ | ۰/۹۶۸ |
| ۱۳۰ | ۰/۹۲۳ | ۰/۸۹۹ | ۰/۸۹۲ | ۱/۰۰۶ | ۰/۹۳۹ | ۰/۹۵۷ | ۰/۸۷۷ | ۰/۸۸۱ | ۰/۹۵۱ | ۰/۹۳۱ | ۰/۹۲۰ |
| ۱۴۰ | ۰/۸۷۲ | ۰/۸۹۰ | ۰/۸۹۴ | ۱/۰۶۹ | ۰/۹۷۱ | ۰/۹۱۱ | ۰/۸۹۲ | ۰/۸۸۶ | ۰/۹۱۴ | ۰/۸۷۳ | ۰/۸۷۷ |
| ۱۵۰ | ۰/۸۷۰ | ۰/۸۱۲ | ۰/۸۷۰ | ۰/۹۶۹ | ۰/۸۶۰ | ۰/۸۳۵ | ۰/۷۹۹ | ۰/۸۰۱ | ۰/۸۱۴ | ۰/۷۸۷ | ۰/۷۷۵ |
| ۱۶۰ | ۰/۷۴۲ | ۰/۷۹۳ | ۰/۷۷۲ | ۰/۸۳۹ | ۰/۷۷۹ | ۰/۸۰۳ | ۰/۷۲۴ | ۰/۷۱۷ | ۰/۶۸۳ | ۰/۶۴۲ | ۰/۶۱۴ |
| ۱۷۰ | ۰/۶۵۶ | ۰/۵۷۶ | ۰/۵۷۸ | ۰/۶۷۲ | ۰/۶۱۴ | ۰/۵۱۲ | ۰/۵۱۹ | ۰/۴۶۱ | ۰/۴۱۹ | ۰/۳۵۵ | ۰/۲۸۷ |

۴- مقایسه نتایج محاسبه شده با نتایج دیگران

در جدول ۵ مقادیر $g(r)$ محاسبه شده بر حسب ۲ برای فانتوم آب و بافت و مقایسه با نتایج نث و همکارانش آورده شده است [۱۱]. در شکل ۶ نیز نتایج محاسبه شده برای $F(1\text{cm}, \theta)$ رسم شده است که با نتایج تجربی که توسط ویور بدست آمده مطابقت خوبی دارد [۱۲]؛ نمودار نتایج این پژوهش برای $g(r)$ و نتایج نث و همکارانش [۱۱] در شکل ۷ نشان داده شده است که بیانگر تطابق خوبی بین کار انجام شده در این پژوهش با نتایج تجربی دیگران می باشد.



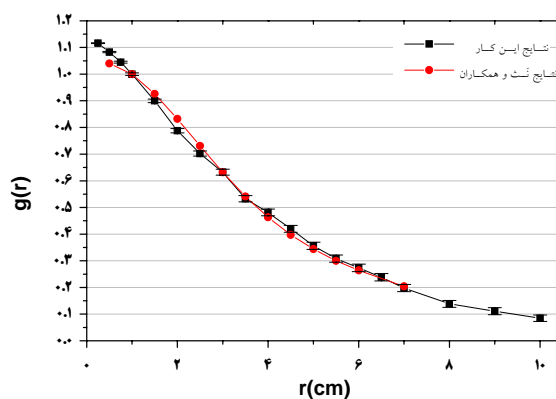
شکل ۶: مقایسه نتایج بدست آمده در این پژوهش برای $F(1\text{cm}, \theta)$ با نتایج ویور [۱۲]

جدول ۵: مقادیر $g(r)$ محاسبه شده بر حسب r برای فانتوم آب و بافت و مقایسه با نتایج نَت و همکارانش [۱۱]

| شعاع (سانتی متر) | برای فانتوم آب | برای فانتوم بافت | نتایج نَت و همکارانش |
|------------------|----------------|------------------|----------------------|
| ۰/۲۵ | ۱/۱۱۶ | ۱/۱۱۱ | - |
| ۰/۵ | ۱/۰۸۳ | ۱/۰۸۲ | ۱/۰۴ |
| ۰/۷۵ | ۱/۰۴۵ | ۱/۰۴۶ | - |
| ۱ | ۱ | ۱ | ۱ |
| ۱/۵ | ۰/۹ | ۰/۹۰۵ | ۰/۹۲۶ |
| ۲ | ۰/۷۸۸ | ۰/۸۰۱ | ۰/۸۳۲ |
| ۲/۵ | ۰/۷ | ۰/۷۱۹ | ۰/۷۳۱ |
| ۳ | ۰/۶۳۲ | ۰/۶۳۴ | ۰/۶۳۲ |
| ۳/۵ | ۰/۵۲۳ | ۰/۵۳۵ | ۰/۵۴۱ |
| ۴ | ۰/۴۸۱ | ۰/۴۷۵ | ۰/۴۶۳ |
| ۴/۵ | ۰/۴۲۰ | ۰/۴۱۴ | ۰/۳۹۷ |
| ۵ | ۰/۳۵۶ | ۰/۳۶۱ | ۰/۳۴۴ |
| ۵/۵ | ۰/۳۰۸ | ۰/۳۲۴ | ۰/۳ |
| ۶ | ۰/۲۷۳ | ۰/۲۸۲ | ۰/۲۶۴ |
| ۶/۵ | ۰/۲۳۸ | ۰/۲۲ | - |
| ۷ | ۰/۱۹۸ | ۰/۱۸۴ | ۰/۲۰۴ |
| ۸ | ۰/۱۳۸ | ۰/۱۵۶ | - |
| ۹ | ۰/۱۱۲ | ۰/۱۱۹ | - |
| ۱۰ | ۰/۰۸۴ | ۰/۰۹۲ | - |

۵- نتیجه گیری

با استفاده از محاسبات دوز انجام شده توسط کد MCNP منحنی‌های هم‌دوز چشمه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ و پارامترهای مهم دوزیمتری استخراج شده است. از منحنی‌ها تغییرات دوز نسبی دیده می‌شود که دوز جذب شده و شیب تغییرات دوز در نقاط نزدیک به چشمه خیلی زیاد است؛ و در این نواحی فقط با شبیه سازی مونت کارلو محاسبات دوز به صورت دقیق امکان پذیر است. پارامترهای دوزیمتری محاسبه شده در این پژوهش مطابقت خوبی با نتایج تجربی دیگران دارد و می‌توان از آنها در براکی تراپی استفاده نمود، و این نتایج بیانگر کاربست مفید کد MCNP 4C در محاسبات دوزیمتری و حوزه‌های دیگر فیزیک پزشکی می‌باشد.



شکل ۷: مقایسه نتایج بدست آمده در این پژوهش برای تابع $g(r)$ با نتایج نَت و همکارانش [۱۱]

منابع

1. Duggan DM, Improved radial dose function estimation using current version MCNP Monte-Carlo simulation: Model 6711 and ISC3500 ^{125}I brachytherapy sources, *Appl Radiat Isot* 2004; 61:1443-1450.
2. Usgaonker SR, MCNP Modeling of prostate brachytherapy and of organ dosimetry, 2003; MSc thesis, USA.
3. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson J F, Meigooni AS, Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43, American Association of Physicists in Medicine. *Med Phys* 1995; 22: 209–234.
4. Williamson JF, Comparison of measured and calculated dose rates in water near I-125 and Ir-192 seeds, *Med Phys* 1991; 18: 776-786.
5. Rivard MJ, A discretized approach to determining TG-43 brachytherapy dosimetry parameters: case study using Monte Carlo calculations for the MED3633 ^{103}Pd source, *Appl Rad Iso* 2001; 55: 775–782.
6. Briesmeister JF, MCNP A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 4C, Los Alamos National laboratory Report LA–13709–M, USA; 2000.
7. McMaster University Reactor; 2004. <http://www.science.mcmaster.ca/mnr/Main-Page/isotope-production.htm>.
8. Table of Nuclides; 2004. <http://atom.kaeri.re.kr/ton/>
9. Jarrett JM, Experimental method development for direct dosimetry of permanent interstitial prostate brachytherapy implants, MSc Thesis in Southeastern Louisiana University; 2005.
10. Rivard MJ, Comprehensive Monte Carlo calculations of AAPM Task Group Report No. 43 dosimetry parameters for the Model 3500 I-Plant ^{125}I brachytherapy source, *Appl Rad Iso* 2002; 57: 381–389.
11. Nath R, Yue N, Dose distribution along the transverse axis of a new ^{125}I source for interstitial brachytherapy; *Med Phys* 2000; 27(11): 2536-2540.
12. Weaver KA, Anisotropy functions for ^{125}I and ^{103}Pd sources, *Med Phys* 1998; 25: 2271–2278.----