

چگالی مختلف بافت بر توزیع دوز چشمه  $^{103}\text{Pd}$

## مطالعه اثر چگالی مختلف بافت بر توزیع دوز چشمه براکی‌تراپی $^{103}\text{Pd}$ مدل MED3633

علی اصغر مولوی<sup>۱\*</sup>، ماجد یزدانی<sup>۲</sup>

۱- دانشیار گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه تربیت معلم سبزوار، سبزوار، ایران

۲- کارشناس ارشد فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه تربیت معلم سبزوار، سبزوار، ایران

تاریخ دریافت: ۸۸/۱۲/۱۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۴/۷

### چکیده

**مقدمه:** کاربرد کلینیکی چشمه‌های رادیواکتیو کپسول شده در براکی‌تراپی، نقش عمده‌ای را در درمان تومورهای بدخیم موضعی ایفا می‌کند. در این تحقیق، اثر چگالی مختلف بافت‌ها بر توزیع دوز چشمه براکی‌تراپی  $^{103}\text{Pd}$  در فانتوم کروی به شعاع ۵۰ سانتیمتر مطالعه شده است.

**مواد و روشها:** از آنجا که توزیع دوز جذبی در بافت با چگالی‌های مختلف، متفاوت است؛ ولی نه آن قدر که با اندازه‌گیری به خوبی ظاهر شود؛ لذا در محاسبات از کد مونت‌کارلوی بسیار قوی MCNP4C استفاده کرده‌ایم تا اثر چگالی بافت‌های مختلف بدن بر توزیع دوز را بررسی نماییم. چشمه  $^{103}\text{Pd}$  در براکی‌تراپی برای درمان سرطان‌های پروستات، سینه و تومورهای بدخیم مورد استفاده قرار می‌گیرد.

**نتایج:** دوز در اطراف چشمه‌ای که در بافت‌های مختلف فانتوم قرار داده شده محاسبه و ارائه شده است. همچنین پس از محاسبه توابع نامتقارنی و شعاعی دوز، برای واریسی نتایج محاسباتی مقادیر بدست آمده برای  $F(r, \theta)$  با نتایج تجربی ریوارد و مقادیر  $g(r)$  در بافت با چگالی ۱/۰۴۰۰ گرم بر سانتیمتر مکعب با نتایج ریوارد و لی و همکارانش مقایسه شده است.

**بحث و نتیجه‌گیری:** نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که به دلیل وجود قسمت جاذب مرکزی فوتون که از جنس آلیاژ طلا و مس می‌باشد، در ناحیه متناظر با آن تفاوت دوز نسبی در چگالی‌های مختلف حائز اهمیت است و در  $Z=2/4$  میلی‌متر و  $Y=0$  میلی‌متر تا حدود ۸۰٪ درصد نیز می‌رسد. همچنین نتایج بدست آمده برای تابع نامتقارنی و تابع شعاعی دوز با نتایج تجربی ریوارد و لی و همکارانش توافق خوبی دارد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۳، پیاپی (۲۸)، پاییز ۸۹، ۶۲-۵۵)

**واژگان کلیدی:** چشمه  $^{103}\text{Pd}$ ، توزیع دوز، اثر چگالی بافت، کد مونت کارلو MCNP4C

\* نویسنده مسؤل: علی اصغر مولوی

آدرس: گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه تربیت معلم سبزوار  
amowlavi@sttu.ac.ir

تلفن: ۰۲۲۵۹۰۴۰۰ (۵۷۱) ۹۸+

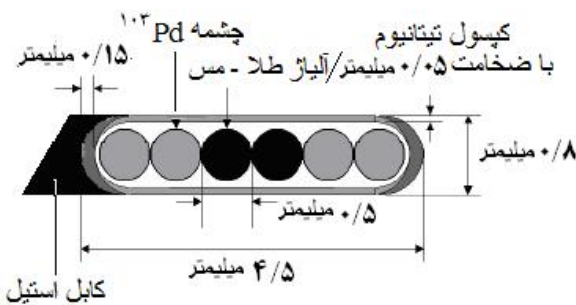
## ۱- مقدمه

استفاده از چشمه  $^{132}\text{Pd}$  در براکی تراپی پستان ما را برآن داشت تا همان گونه که بونه و همکارانش از بافت پستان با درصد مختلف بافت غده ای و چگالی مختلف برای شبیه سازی خود استفاده نمودند [۷]، تأثیر چگالی مختلف بافت پستان را بر توزیع دوز این چشمه بررسی نماییم. برای بررسی دقیق محاسبات دوز می توان از گندهای محاسباتی مبتنی بر روش مونت کارلو در براکی تراپی استفاده نمود. در این پژوهش از گند مونت کارلو MCNP4C [۸] برای محاسبه درصد دوز عمقی (PDD) و توزیع دوز و در فانتوم های مختلف با چگالی های متفاوت استفاده شده است [۷]، که نشان دهنده کاربرد مفید این گند در فیزیک پزشکی است.

## ۲- مواد و روشها

### ۲-۱- مشخصات چشمه $^{132}\text{Pd}$ مدل MED3633

چشمه  $^{132}\text{Pd}$  مدل MED3633 توسط اتحادیه علمی آمریکای شمالی (NASI) تولید می شود، و یکی از دو نوع چشمه پالادیوم می باشد که توسط انجمن فیزیک پزشکان آمریکا مورد تأیید قرار گرفته است [۹،۱۰]. همان طور که در شکل ۱ هندسه مربوط به آن نمایش داده شده است، دانه های ایزوتوپی که قطر هر یک ۰/۵ میلی متر می باشد، در استوانه ای از جنس تیتانیوم به طول ۴/۵ میلی متر و قطر ۰/۸ میلی متر که ضخامت پوسته آن ۰/۰۵ میلی متر می باشد، جای گرفته اند. در قسمت مرکزی چشمه، دانه های از جنس طلا یا مس و یا آلیاژ آنها قرار دارد.



شکل ۱- هندسه چشمه  $^{132}\text{Pd}$  مدل MED3633 در براکی تراپی که در محاسبات مدل شده است.

کاربرد کلینیکی چشمه های رادیواکتیو کپسول شده در براکی تراپی، نقش عمده ای را در درمان تومورهای بدخیم موضعی ایفا می کنند. از مزایای فیزیکی و بیولوژیکی این شیوهی درمان نسبت به تله تراپی می توان به مواردی همچون رساندن دوز موضعی به ارگان یا تومور، بدون تابش رسیدن قابل ملاحظه به دیگر بافتها، کاهش اکسیژن رسانی به تومور با افزایش آهنگ دوز تابشی، ندادن فرصت ترمیم و بازآرایی به سلول های سرطانی تابش دیده اشاره کرد [۱]. چشمه های  $^{132}\text{Pd}$  و  $^{125}\text{I}$  به طور گسترده در درمان تومورهای پروستات استفاده می شوند. از آنجا که در فاصله کمی از چشمه  $^{132}\text{Pd}$  دوز به سرعت افت می کند، لذا با آهنگ دوز مناسب می توان به بازده بالایی برای کشتن سلول های سرطانی در تومورهای با رشد سریع دست یافت [۱-۳].

در سال ۱۹۸۶ چشمه  $^{132}\text{Pd}$  به عنوان یک انتخاب مناسب برای جایگزینی چشمه  $^{125}\text{I}$  مطرح شد. این چشمه در براکی تراپی برای درمان سرطان سینه، اولین بار در مرکز منطقه ای سرطان سانبروک تورنتو (TSRCC) کانادا استفاده شد [۴]؛ و هم اکنون در درمان سرطان های پروستات، سینه و تومورهای بدخیم تهاجمی مورد استفاده قرار می گیرد [۵،۶]. برای تعیین دوز در اطراف چشمه ای که در بافت های مختلف بدن قرار داده شده است، و رسم منحنی های هم دوز، روش های تجربی و محاسباتی بکار برده می شود؛ و فاکتورهای مربوط به تصحیح ناهمگنی برای چشمه را بدست می آورند. یک چشمه کپسول شده برای کاربرد در آهنگ دوز پائین Low Dose (Rate: LDR) شامل چشمه ای با شدت کمتر از ۱Ci است که با کنترل از دور، آن را در غلاف کار گذاشته در تومور جای می دهند. چشمه های کوچک از جنس  $^{132}\text{Pd}$ ، برای یک دوره زمانی مشخص، تابش های با آهنگ دوز کم را مستقیماً به سوی مرکز تومور گسیل می کنند.

چگالی مختلف بافت بر توزیع دوز چشمه  $^{102}\text{Pd}$

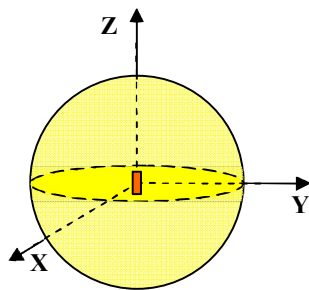
کیلوالکترون ولت است که در جدول ۱ شدت هر فوتون به ازای یک واپاشی درج شده است [۹]. لازم به ذکر است که نیم عمر این چشمه ۱۶/۹۷ روز است.

در این پژوهش، طیف گاماها  $^{102}\text{Pd}$  شامل ۹ فوتون با محدوده انرژی از ۲۰ کیلوکترون ولت تا ۴۹۷

جدول ۱- طیف انرژی و شدت هر فوتون به ازای یک واپاشی  $^{102}\text{Pd}$  [۹]

شدت (%)	انرژی (keV)	شدت (%)	انرژی (keV)	شدت (%)	انرژی (keV)
۲۲/۹	۲۰/۰۷۴	۱/۹۴	۲۳/۳۱۲	۰/۰۶۸۳	۲۹۷/۵۵
۴۲/۳	۲۰/۲۱۶	۰/۰۰۱۰۴	۶۲/۵۱	۰/۰۰۲۸	۳۵۷/۹۵
۱۰/۴	۲۰/۷۱۷	۰/۰۲۲۱	۳۵۷/۴۶	۰/۰۰۴۰۱	۴۹۷/۰۵۴

به آن بدست آمده است. در جدول ۲ ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت‌های با چگالی مختلف بافت پستان و همچنین چگالی آنها آمده است [۷].



شکل ۲- طرحوار فانتوم بافت بدن با چشمه  $^{102}\text{Pd}$  در مرکز، برای اندازه‌گیری و محاسبه توزیع دوز.

## ۲-۲ دوزیمتری در فانتوم‌های با چگالی مختلف بافت

محاسبات مربوط به توزیع دوز در اطراف چشمه  $^{102}\text{Pd}$  قرار داده شده در مرکز یک فانتوم کروی از بافت بدن به شعاع ۵۰ سانتیمتر به روش مونت کارلو و به کمک گد مونت کارلو MCNP4C انجام شده است؛ شکل ۲ طرحوار فانتوم را نشان می‌دهد. در راستای Y و به فاصله ۰/۲ میلیمتر و در راستای Z و به فاصله ۰/۲ میلیمتر تغییرات دوز را با تالی \*F8 در کره‌ای به شعاع ۰/۱ میلیمتر محاسبه کرده‌ایم؛ سپس با درونیابی نقاط هندسی هم‌دوز برای رسم منحنی‌های هم‌دوز را پیدا نموده‌ایم. در هر مورد دوز در نقطه (Y=۲ میلیمتر، Z=۰ میلیمتر) را به عنوان مرجع معادل با درصد دوز عمقی ۱۰۰ یعنی PDD=۱۰۰ اختیار کرده‌ایم و دوز در نقاط دیگر، نسبت

جدول ۲- ترکیب اتمی و ضریب وزنی بافت‌های مختلف پستان و چگالی آنها [۷]

چگالی بافت (گرم بر سانتیمتر مکعب)	هیدروژن	کربن	نیتروژن	اکسیژن	فسفر
۰/۹۳۰۱	۰/۱۱۲	۰/۶۱۹	۰/۰۱۷	۰/۲۵۱	۰/۰۰۱
۰/۹۵۰۱	۰/۱۱۰	۰/۵۳۲	۰/۰۲۰	۰/۳۳۶	۰/۰۰۲
۰/۹۸۱۹	۰/۱۰۷	۰/۴۰۱	۰/۰۲۵	۰/۴۶۴	۰/۰۰۳
۱/۰۰۴۴	۰/۱۰۵	۰/۳۱۵	۰/۰۲۸	۰/۵۴۹	۰/۰۰۴
۱/۰۴۰۰	۰/۱۰۲	۰/۱۸۴	۰/۰۳۲	۰/۶۷۷	۰/۰۰۵

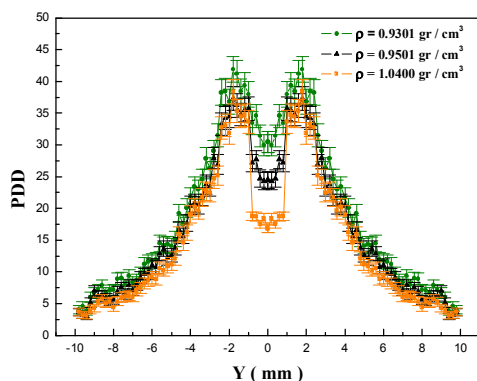
دیگران انجام داده‌اند مقایسه کنیم. بر طبق توافق‌نامه [۱۰، ۱۱] این پارامترها با روابط زیر تعریف می‌شوند:

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

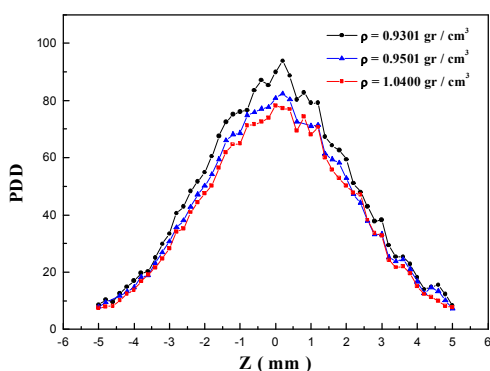
$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \frac{G(r, \theta_0)}{G(r, \theta)} \quad (2)$$

## ۳-۲ پارامترهای دوزیمتری TG-43

تابع نامتقارنی  $F(r, \theta)$  تابع توزیع دوز شعاعی  $g(r)$  پارامترهای مهمی در دوزیمتری می‌باشند که باید این توابع را با دقت بالایی بر طبق موافقت‌نامه تصویب شده توسط گروه TG-43، محاسبه کرده و نتایج خود را با کارهای تجربی که



شکل ۴- تغییرات درصد دوز عمقی در راستای  $Z=3$  میلیمتر.



شکل ۵- تغییرات درصد دوز عمقی در راستای  $Y=2/4$  میلیمتر.

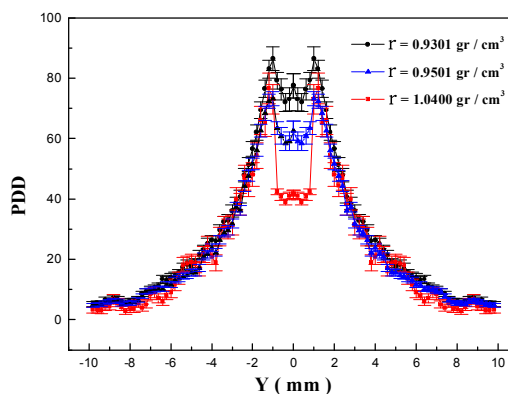
در شکل ۶ منحنی‌های هم‌دوز برای PDDهای ۱۰۰٪ و ۷۵٪ و ۵۰٪ و ۲۵٪ و برای پنج نوع بافت پستان با چگالی‌های متفاوت نمایش داده شده است. در این شکل تأثیر فاکتورهای هندسی چشمه کاملاً دیده می‌شود، که در بعضی از قسمت‌ها با فرو رفتگی‌ها و برآمدگی‌ها مشهود است. گدمونت کارلو MCNP4C در محاسبه دوز در هر نقطه، با توجه به هندسه چشمه ابزاری دقیق و مورد اطمینان در فیزیک پزشکی می‌باشد.

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

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،  $\Lambda$  ثابت آهنگ دوز،  $G(r, \theta)$  عامل هندسی و  $(r_0, \theta_0)$  نقطه مرجع می‌باشد.

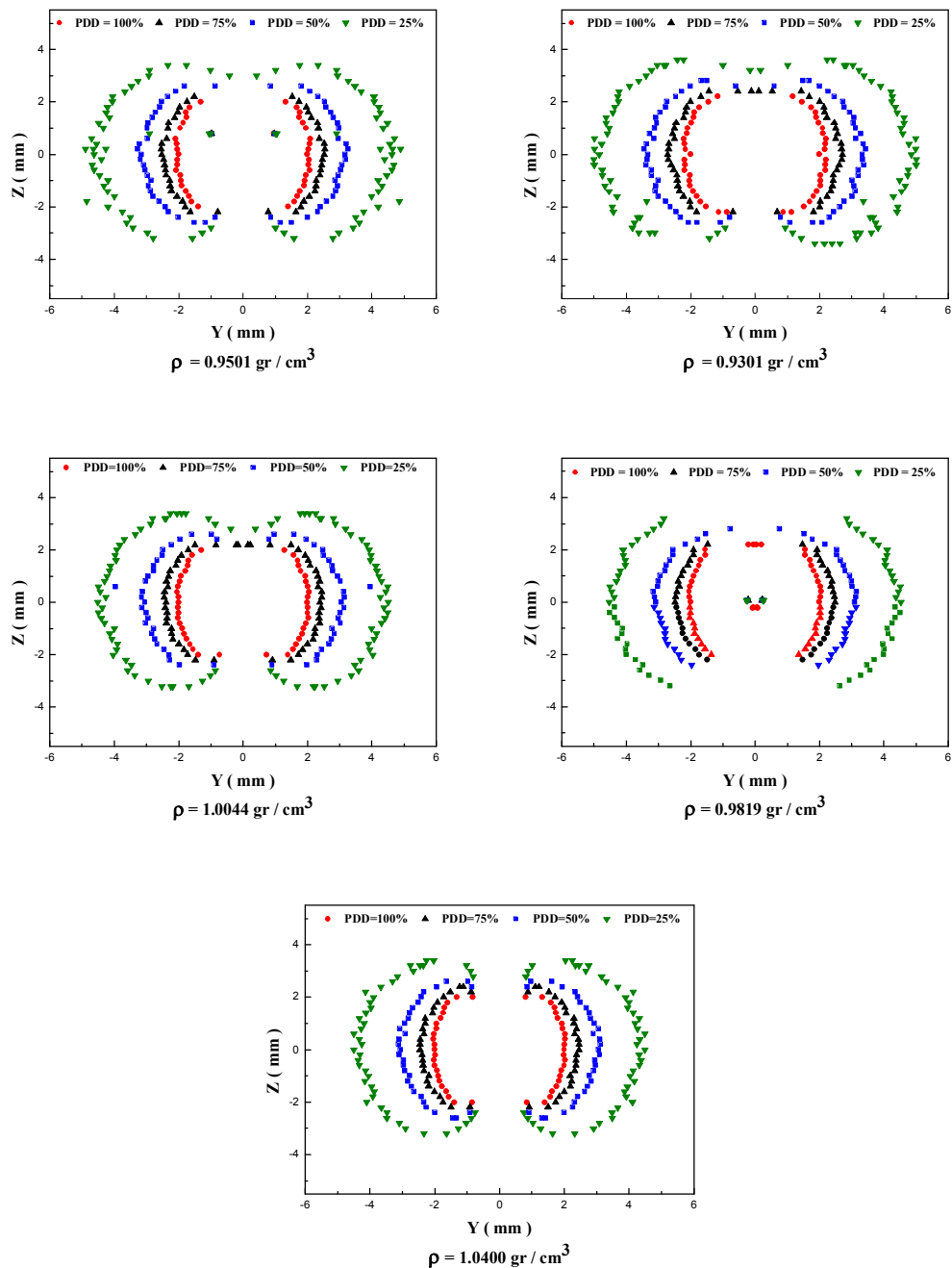
### ۳- نتایج

شکل ۳ تغییرات درصد دوز عمقی (PDD) در راستای خط  $Z=2/4$  میلیمتر برای سه نوع مختلف از بافت بدن با چگالی‌های مختلف را نشان می‌دهد، که از تقارن کافی حول محور چشمه برخوردار می‌باشد. همان‌طور که در شکل ۴ تغییرات درصد دوز عمقی در راستای خط  $Z=3$  میلیمتر رسم شده است، به دلیل وجود قسمت جاذب مرکزی فوتون که از جنس آلایژ طلا و مس می‌باشد، در این ناحیه دوز کمتری دریافت می‌شود؛ این اثر در فاصله‌های نزدیک‌تر به چشمه مشهودتر است. شکل ۵ تغییرات درصد دوز عمقی در راستای  $Y=2/4$  میلیمتر را نشان می‌دهد، عدم تقارن نسبتاً کم دوز در  $Z$ های مثبت و منفی ناشی از حفاظ چشمه و کابل استیل است و در آن خطاهای محاسباتی نشان داده نشده است تا منحنی‌ها از یکدیگر قابل تفکیک باشند.



شکل ۳- تغییرات دوز نسبی در راستای  $Z=2/4$  میلیمتر.

چگالی مختلف بافت بر توزیع دوز چشمه  $^{102}\text{Pd}$



شکل ۶- منحنی‌های هم‌دوز چشمه  $^{102}\text{Pd}$  در فانتوم بافت پستان با چگالی‌های ۰/۹۳۰۱، ۰/۹۵۰۱، ۰/۹۸۱۹، ۱/۰۰۴۴ و ۱/۰۴۰۰ گرم بر سانتیمتر مکعب.

در جدول ۳ مقادیر  $F(r, \theta)$  در فواصل مختلف از چشمه که برای بافت بدن با چگالی ۱/۰۴۰۰ گرم بر سانتیمتر مکعب محاسبه شده، درج شده است. همچنین در جدول ۴ مقادیر  $g(r)$  محاسبه شده بر حسب  $r$  برای فانتوم بافت بدن با همان چگالی آورده شده است.

در جدول ۳ مقادیر  $F(r, \theta)$  در فواصل مختلف از چشمه که برای بافت بدن با چگالی ۱/۰۴۰۰ گرم بر سانتیمتر مکعب محاسبه شده، درج شده است. همچنین در جدول ۴ مقادیر  $g(r)$  محاسبه شده بر حسب  $r$  برای فانتوم بافت بدن با همان چگالی آورده شده است.

جدول ۳- مقادیر محاسبه شده  $F(r, \theta)$  در فانتوم بافت با چگالی  $1/0.400$  گرم بر سانتیمتر مکعب

$\theta$ (درجه)	r(cm)							
	۰/۵	۱	۱/۵	۲	۲/۵	۳	۴	۵
۰	۰/۵۸۲	۰/۵۹۰	۰/۵۹۶	۰/۵۹۷	۰/۶۰۲	۰/۶۰۹	۰/۶۱۲	
۱۰	۰/۶۳۴	۰/۶۰۶	۰/۶۰۵	۰/۶۰۷	۰/۶۰۵	۰/۶۱۱	۰/۶۱۵	۰/۶۲۱
۲۰	۰/۶۸۱	۰/۶۶۹	۰/۶۷۲	۰/۶۷۹	۰/۶۸۵	۰/۶۸۹	۰/۶۹۳	۰/۷۰۱
۳۰	۰/۷۸۴	۰/۷۷۵	۰/۷۸۱	۰/۷۷۹	۰/۷۸۰	۰/۷۸۲	۰/۷۸۸	۰/۷۸۹
۴۰	۰/۸۵۷	۰/۸۴۳	۰/۸۵۲	۰/۸۵۱	۰/۸۵۳	۰/۸۵۶	۰/۸۶۴	۰/۸۶۳
۵۰	۰/۹۰۳	۰/۹۰۰	۰/۹۰۳	۰/۹۰۲	۰/۹۰۴	۰/۹۰۶	۰/۹۰۹	۰/۹۱۱
۶۰	۰/۹۵۱	۰/۹۵۰	۰/۹۴۷	۰/۹۴۸	۰/۹۴۸	۰/۹۴۷	۰/۹۵۲	۰/۹۵۶
۷۰	۰/۹۸۲	۰/۹۷۹	۰/۹۷۸	۰/۹۷۹	۰/۹۸۰	۰/۹۸۲	۰/۹۸۴	۰/۹۸۴
۸۰	۰/۹۹۴	۰/۹۹۶	۰/۹۹۵	۰/۹۹۹	۰/۹۹۷	۰/۹۹۵	۰/۹۹۸	۱
۹۰	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
۱۰۰	۰/۹۹۱	۰/۹۹۶	۰/۹۹۵	۰/۹۹۶	۰/۹۹۷	۰/۹۹۷	۰/۹۹۶	۰/۹۹۶
۱۱۰	۰/۹۷۰	۰/۹۷۵	۰/۹۷۳	۰/۹۷۷	۰/۹۷۸	۰/۹۸۰	۰/۹۸۱	۰/۹۸۳
۱۲۰	۰/۹۳۴	۰/۹۴۰	۰/۹۴۰	۰/۹۴۳	۰/۹۴۴	۰/۹۴۶	۰/۹۴۸	۰/۹۵۱
۱۳۰	۰/۸۹۱	۰/۸۹۲	۰/۸۸۸	۰/۸۹۱	۰/۸۹۵	۰/۸۹۶	۰/۸۹۹	۰/۹۰۲
۱۴۰	۰/۸۱۳	۰/۸۱۵	۰/۸۲۰	۰/۸۲۰	۰/۸۲۲	۰/۸۲۴	۰/۸۲۸	۰/۸۲۵
۱۵۰	۰/۷۰۵	۰/۷۰۲	۰/۷۱۱	۰/۷۱۹	۰/۷۱۵	۰/۷۲۹	۰/۷۴۰	۰/۷۳۹
۱۶۰	۰/۵۴۹	۰/۵۶۱	۰/۵۷۷	۰/۵۹۴	۰/۶۰۹	۰/۶۱۷	۰/۶۳۲	۰/۶۳۸
۱۷۰	۰/۵۰۱	۰/۴۹۵	۰/۴۹۲	۰/۴۹۸	۰/۵۰۲	۰/۵۳۱	۰/۵۵۹	۰/۵۷۹

جدول ۴- مقادیر  $g(r)$  محاسبه شده بر حسب  $r$  برای بافت بدن با چگالی  $1/0.400$  گرم بر سانتیمتر مکعب

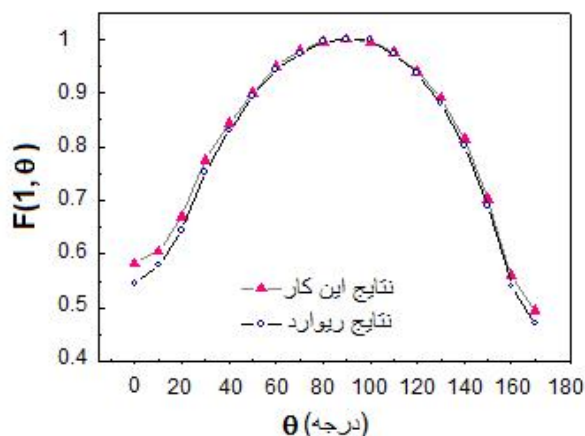
فاصله (cm)	۰/۵	۱	۱/۵	۲	۳	۴	۵
فانتوم بافت	۱/۲۳۲	۱	۰/۷۸۲	۰/۶۱۱	۰/۳۶۱	۰/۲۰۱	۰/۱۰۹

#### ۴- بحث

در اجرای برنامه‌های مربوط به این تحقیق، cut off انرژی برابر ۱ الکترون ولت بوده و خطای نسبی مربوط به این محاسبات کمتر از ۲٪ می‌باشد. زمانی که به وسیله یک کامپیوتر Pentium 4 Intel CPU 3.06 GHz صرف اجرای هر کدام از برنامه‌های مربوط به این کار شده حدود ۵۰۰ دقیقه بوده است.

در شکل ۷ نتایج محاسبه شده برای  $F(1, \theta)$  رسم شده است که با نتایج تجربی که توسط ریوارد بدست آمده مطابقت خوبی دارد [۱۰]. در جدول ۵ نتایج این پژوهش برای  $g(r)$  در بافت با چگالی  $1/0.400$  گرم بر سانتیمتر مکعب و نتایج دیگران [۱۰، ۱۲] ثبت شده است که بیانگر تطابق خوب بین کار انجام شده در این پژوهش با نتایج تجربی دیگران است.

در اجرای برنامه‌های مربوط به این تحقیق، cut off انرژی برابر ۱ الکترون ولت بوده و خطای نسبی مربوط به این محاسبات کمتر از ۲٪ می‌باشد. زمانی که به وسیله یک کامپیوتر Pentium 4 Intel CPU 3.06 GHz صرف اجرای هر کدام از برنامه‌های مربوط به این کار شده حدود ۵۰۰ دقیقه بوده است.



شکل ۷- مقایسه نتایج بدست آمده در این پژوهش برای  $F(1, \theta)$  با نتایج ریوارد [۱۰].

جدول ۵- مقایسه نتایج بدست آمده در این پژوهش برای تابع  $g(r)$  با نتایج دیگران [۱۰، ۱۲].

فاصله (cm)	۰/۵	۱	۱/۵	۲	۳	۴	۵
این پژوهش	۱/۲۳۲	۱	۰/۷۸۲	۰/۶۱۱	۰/۳۶۱	۰/۲۰۱	۰/۱۰۹
ریوارد	۱/۲۴۳	۱	۰/۷۸۰	۰/۶۰۳	۰/۳۴۷	۰/۱۹۷	۰/۱۱۴
لی و همکاران	۱/۲۴۳	۱	۰/۷۷۰	۰/۵۸۳	۰/۳۲۵	۰/۱۷۷	۰/۰۹۸

سانتیمتر مکعب با نتایج ریوارد و لی و همکارانش بیانگر تطابق خوبی بین نتایج مونت کارلوی این پژوهش با نتایج تجربی دیگران می‌باشد. همان‌طوری که از نتایج مشهود است با افزایش چگالی بافت، میزان تغییرات دوز نسبی بخصوص در نواحی نزدیک چشمه افت محسوسی دارد و بنابراین در کاربرد این نوع چشمه در هنگام کاربست در بافت‌های با چگالی پایین باید احتیاط‌های لازم را به عمل آورد چون در بافت‌های با چگالی پایین دوز در فاصله بیشتری از چشمه افت می‌نماید.

#### ۶- تشکر و قدردانی

نویسندگان از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه تربیت معلم سبزوار به خاطر ترغیب و پشتیبانی از کارهای پژوهشی تشکر و قدردانی می‌نمایند.

#### ۵- نتیجه گیری

شبیه‌سازی مونت کارلو می‌تواند در واریسی داده‌های تجربی یا نتایج حاصل از نرم‌افزارها برای براکی‌تراپی بسیار مفید باشد. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که، به دلیل وجود قسمت جاذب مرکزی فوتون که از جنس آلایژ طلا و مس می‌باشد، در ناحیه متناظر با آن تفاوت دوزنسبی در چگالی‌های مختلف حائز اهمیت است و در  $Z=2/4$  میلی‌متر و  $Y=0$  میلی‌متر تا حدود ۸۰٪ درصد نیز می‌رسد (شکل ۳)؛ ولی این اثر در فاصله‌های دورتر از چشمه تفاوت کمتر مشهود است منحنی‌های هم‌دوز در فانتوم با چگالی‌های مختلف بافت پستان بدست آمده در این پژوهش برای برآورد دوز تابشی به تومور مفید است. نتایج محاسبه شده برای  $F(1, \theta)$  با نتایج تجربی که توسط ریوارد، و مقادیر  $g(r)$  در بافت با چگالی  $1/0.400$  گرم بر

## منابع

1. Wuu CS, Kliauga P, Zaider M, Amols HI. Microdosimetric evaluation of relative biological effectiveness for  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{241}\text{Am}$ , and  $^{192}\text{Ir}$  brachytherapy sources. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1996 Oct 1; 36(3):689-97.
2. Ling CC, Li WX, Anderson LL. The relative biological effectiveness of I-125 and Pd-103. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1995 May 15; 32(2):373-8.
3. Bohm TD, DeLuca PM Jr, DeWerd LA. Brachytherapy dosimetry of  $^{125}\text{I}$  and  $^{103}\text{Pd}$  sources using an updated cross section library for the MCNP Monte Carlo transport code. *Med Phys.* 2003 Apr; 30(4):701-11.
4. Palladium in medicine. Available at: <http://www.stillwaterpalladium.com/medicine.html> Accessed Apr 1, 2008.
5. Wallner K, Merrick G, True L, Cavanagh W, Simpson C, Butler W. I-125 versus Pd-103 for low-risk prostate cancer: Morbidity outcomes from a prospective randomized multi-center trial. *Cancer J.* 2002 Jan-Feb; 8(1):67-73.
6. Wallace RE, Fan JJ. Dosimetric characterization of a new design 103palladium brachytherapy source. *Med Phys.* 1999 Nov; 26(11):2465-70.
7. Boone JM. Glandular breast dose for mono-energetic and high-frequency X-ray beams: Monte Carlo assessment. *Radiology.* 1999 Oct; 213(1):23-37.
8. Briesmeister JF. MCNP- A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 4C. Los Alamos National laboratory. Los Alamos, NM, 2000.
9. Wallace RE. LDR: Source Design. Proceeding of AAPM 2005 Summer School, Seattle University; 2005 July 18; Seattle, Washington, America.
10. Rivard MJ. A discretized approach to determining TG-43 brachytherapy dosimetry parameters: case study using Monte Carlo calculations for the MED3633  $^{103}\text{Pd}$  source. *Appl Radiat Isot.* 2001 Dec; 55(6):775-82.
11. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, 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 Feb; 22(2):209-34.
12. Li Z, Palta JR, Fan JJ. Monte Carlo calculations and experimental measurements of dosimetry parameters of a new  $^{103}\text{Pd}$  source. *Med Phys.* 2000 May; 27(5):1108-12.