

## تاثیر مواد تشکیل دهنده استخوان بر توزیع دوز براکی تراپی چشمه ایریدیوم-۱۹۲ با روش شبیه سازی مونت کارلو

سید محمد موسوی نسب<sup>۱</sup>، کاظم نقوی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> گروه فیزیک، واحد کرمان، دانشگاه آزاد اسلامی، کرمان، ایران (نویسنده مسئول)

<sup>۲</sup> گروه فیزیک، واحد کرمان، دانشگاه آزاد اسلامی، کرمان، ایران

### چکیده

یکی از روشهای از بین بردن یا کوچک کردن تومورهای داخلی سلولها، استفاده از رادیوتراپی داخلی یا براکی تراپی می باشد. در این روش درمانی، با توجه به اینکه چشمه پرتوزا را در نزدیکی تومور قرار می دهند می توانیم تابش بیشتری از اشعه را بصورت متمرکز برای درمان و معالجه نواحی کوچکتر در زمان کمتری داشته باشیم. ما در این مطالعه سعی کرده ایم تاثیر ناهمگنی مواد معدنی تشکیل دهنده بافت استخوانی را براساس چگالی های متفاوت بر توزیع دوز بررسی نماییم. برای شبیه سازی از کد MCNP استفاده شد. چشمه ایریدیوم ۱۹۲ را در ابتدا در مرکز فانتوم بافت همگن آب گذاشته و سپس بافت ناهمگن کلسیم و فسفر نیز اثر داده شد، و مقادیر دوز در بافتهای مختلف در زوایای مختلف بدست آمده و نتایج تالی f6 و f8\* بدست آمده در دو حالت باهم مقایسه شد. درصد اختلاف بین بافت همگن آب و ناهمگن کلسیم در محدوده ۰/۰۴۵-۰/۰۵۷ می باشد که تفاوت تقریباً زیادی بین دو بافت وجود دارد. در مقایسه نتایج تالی f8\* دو بافت هم می توان گفت که درصد اختلاف بین ۰/۰۴۶ و ۰/۰۵۸ می باشد که مثل تالی f6 می توان گفت که این درصد تقریباً زیاد است. وجود ناهمگنی های متفاوت با چگالی متفاوت در اطراف هدف مورد نظر در براکی تراپی باعث تغییراتی در توزیع دوز در مقایسه با بافت همگن آب می شود. مقدار دوزی که در بافت ناهمگن کلسیم و فسفر جذب شد بیشتر از مقدار دوز در حالت بافت همگن بود، و این بخاطر پدیده فوتوالکتریک است که در این مواد بیشتر رخ می دهد.

**واژه های کلیدی:** براکی تراپی، چشمه ایریدیوم ۱۹۲، توزیع دوز، بافت ناهمگن

سرطان بیماری است که در درون سلولها تشکیل می شود و به سلولهای دیگر سرایت می کند. یکی از روشهای از بین بردن یا کوچک کردن تومورهای داخلی سلولها، استفاده از رادیوتراپی داخلی یا براکی تراپی می باشد؛ که برمبنای تابش فوتونها بنا شده است.

در روش براکی تراپی منبع رادیواکتیو را داخل یک پوشش نگهدارنده به شکل کپسول یا سیم قرار داده و آن را داخل تومور و یا بسیار نزدیک به تومور جا می دهند. در این روش درمانی، با توجه به اینکه چشمه پرتوزا را در نزدیکی تومور قرار می دهند می توانیم تابش بیشتری از اشعه را بصورت متمرکز برای درمان و معالجه نواحی کوچکتر در زمان کمتری داشته باشیم؛ به گونه ای که افت سریع دوز در بافتهای سالم اطراف تومور ایجاد شود [۱]. مزیتی که این روش درمانی نسبت به روشهای درمانی دیگری دارد این است که، عبور تشعشع از مناطقی که جریان خون وجود ندارد و نیاز به جابجایی سلولها نمی باشد، انجام می گیرد. در گذشته از چشمه های رادیواکتیو رادیوم یا رادون برای براکی تراپی استفاده می کردند؛ اما امروزه با توجه به مزیتهایی (از جمله نیمه عمر مناسب، انرژی متناسب و ...) که چشمه های سزیم  $^{137}\text{Cs}$ ، ایریدیوم  $^{192}\text{Ir}$ ، طلا  $^{198}\text{Au}$  و ید  $^{125}\text{I}$  نسبت به رادیوم یا رادون دارند از آنها استفاده می کنند. در ایران نیز از سال ۱۳۷۷ با توجه به اهمیتی که براکی تراپی در پزشکی برای درمان سرطان ها دارد؛ استفاده از این روش درمانی و تولید  $^{192}\text{Ir}$  در سازمان انرژی اتمی آغاز شده است؛ و هم اکنون نیز در بیمارستان امام خمینی و جرجانی تهران از این روش درمانی استفاده می کنند.

نیمه عمر چشمه های رادیواکتیوی که در براکی تراپی استفاده می شود تاثیر زیادی در انتخاب چشمه رادیواکتیو برای از بین بردن یا کوچک کردن تومورهای سرطانی دارد. مثلا چشمه سزیم  $^{137}\text{Cs}$  با نیمه عمری حدود ۳۰ سال یک چشمه ایده آل محسوب می شود از طرفی چشمه رادیو اکتیو طلا  $^{198}\text{Au}$  با نیمه عمری حدود ۲/۷ روز یک چشمه پرتوزای کم دوام است که زمان پرتودهی کمتری دارد. ایریدیوم با عدد اتمی ۷۷، نشان  $\text{Ir}$  با انرژی متوسط گامای ( $0.36\text{Mev}$ ) و نیمه عمر ۷۴/۲ روز بعد از سزیم به عنوان یکی از چشمه های ایده آل برای براکی تراپی محسوب می شود. این فلز که از خانواده پلاتین می باشد همانند پلاتین سفیدرنگ بوده اما اثری از زرد کم رنگ در آن وجود دارد.

برای چشمه براکی تراپی با آهنگ دوز بالای ایریدیوم- ۱۹۲ کاهش دوز در پشت دیسک آلیاژی تنگستن در حدود ۲ برابر دیسکهای فولادی است [۲]. مطالعاتی در زمینه ناهمگنی پلی استرن در آب جامد انجام شده است [۳]. برای در نظر گرفتن اثر ناهمگنی بافتی یک مدل طراحی شده پیشنهاد شده است [۴]. ایریدیوم دارای ایزوتوپیایی طبیعی و تعداد زیادی رادیو ایزوتوپ می باشد که پایدارترین این ایزوتوپها  $^{192}\text{Ir}$  با نیمه عمر ۸۳/۷۳ روز می باشد. با توجه به خصوصیتی که چشمه پرتوزای  $^{192}\text{Ir}$  دارد، در این مطالعه از این چشمه برای بررسی اثر ناهمگنی مواد معدنی تشکیل دهنده استخوان بر توزیع دوز با کمک روش شبیه سازی MCNPX استفاده شده است [۵].

روش mcnp که برگرفته از روش مونت کارلو است یک الگوریتم تصادفی می باشد که از نمونه گیری تصادفی برای محاسبه نتایج استفاده می کند؛ و برای انتقال نوترون، فوتون، الکترون، پروتون و سایر ذرات به تنهایی و باهم بکاربرده می شود.

برای استفاده از این کد یک فایل ورودی شامل اطلاعات مسئله از جمله هندسه، مواد، چشمه پرتوزا، خروجی های مورد نظر و ... باید تهیه شود. هر فایل ورودی شامل سه قسمت اصلی است که هر قسمت با یک خط خالی از قسمت قبلی و بعدی جدا می شود. خواسته های مادر این کد که در واقع همان خروجی های ما می باشند شامل، شارحجمی، شارسطحی و ... هستند که با کمک تعریف تالی هادر برنامه محاسبه می شوند. بطور کلی ۷ نوع تالی در این کد قابل تعریف است.

تالی هایی که در این مطالعه مابه آنها نیاز داریم و تعریف شده اند شامل: الف) تالی f6، که بصورت مقدار انرژی حاصل از اندرکنش ذره برواحد جرم یک سلول بیان می شود و گاهی این تالی کرما نیز نامیده می شود و از فرمول زیر قابل محاسبه است:

$$f6 = w.T_1.\delta_i(E).H(E).\frac{\rho_a}{m} \quad (1)$$

در این رابطه W وزن ذره،  $T_1$  طول مسیر طی شده توسط ذره،  $\delta_i(E)$  سطح مقطع میکروسکوپی،  $H(E)$  میزان انباشت انرژی،  $p_a$  چگالی اتمی برحسب  $(\frac{atom}{barn - cm})$  و m جرم ناحیه مورد نظر یا سلول برحسب گرم است.

ب) تالی f8 که تالی ارتفاع پالس است بصورت مقدار فراوانی انرژی ثبت شده در هر سلول بیان می شود.

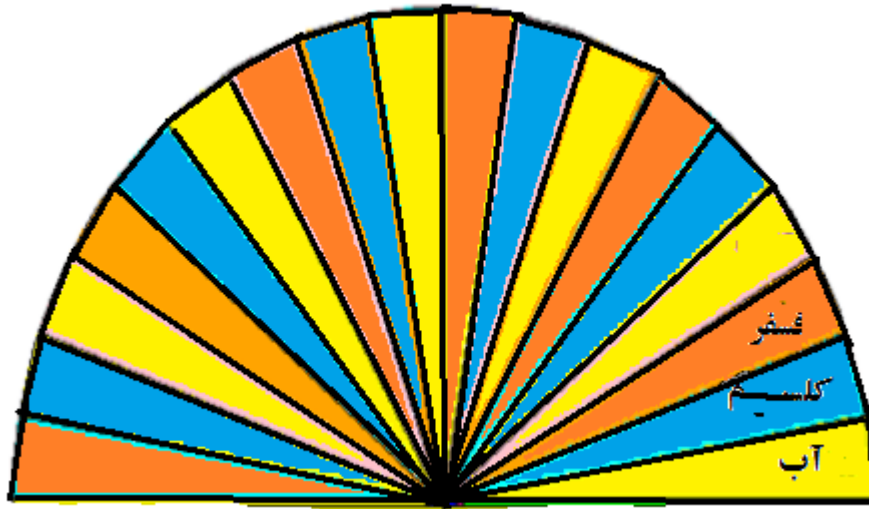
## ۲- مواد و روشها

برای شبیه سازی توسط کد mcnp ابعاد هندسی سیستم باید بطور دقیق برحسب سانتی متر در فایل ورودی تعریف شود. براین اساس ابعاد چشمه رادیو اکتیو Ir که در این مطالعه در نظر گرفته شده است بصورت سیلندری با شعاع ۰/۰۳۲۵ سانتی متر که در مبدا مرکز هندسی قرار گرفته و طول دو نیم کلاهک انتهایی سیلندر ۰/۳۶ سانتی متر می باشد. هسته سیلندر با شعاع ۰/۰۴۵ سانتی متر از استیل ضدزنگ تشکیل شده که در یک انتها به نیم کلاهکی با شعاع ۰/۰۶۱ سانتی متر و در انتهای دیگر به کابل فولادی با طول ۰/۰۴۵ سانتی متر متصل شده است. اطراف دستگاه را آب با چگالی  $p=1$  پر کرده است [۶].

در این کد تعداد ذره خاص که باید انتخاب شود بسته به مقداری دارد که باید به برنامه بدهیم. انتخاب تعداد زیاد ذره اگرچه زمان محاسبه را طولانی می کند اما نتایج مطلوب تری را تحویل می دهد. در این برنامه از ۱۱۰۰۰۰۰۰۰ ذره در مدت زمان ۳ دقیقه برای شبیه سازی استفاده شده است.

برخلاف فرض پیشنهادی پروتکل آمریکا در AAPM, TG43 که بافت تومور را همگن و فقط متشکل از بافت همگن آب فرض کرده بود [۷] ما در این مطالعه سعی کرده ایم تاثیر ناهمگنی مواد معدنی تشکیل دهنده بافت استخوانی را براساس چگالی های متفاوت بر توزیع دوز بررسی نماییم. ابتدا توزیع دوز ناهمسانگرد زاویه ای را در بافت همگن آب بدست آورده و شکلهای مربوطه را ترسیم نموده و برای بررسی توزیع دوز ناهمسانگرد بافت ناهمگن و آب حجم اطراف چشمه پرتوزا را به صورت

نیمکره ای در نظر گرفتیم و آن را در محدوده زاویه ۰ تا ۱۸۰ به صورت قاچهایی با زاویه ۱۰ درجه ای تقسیم کردیم که هر کدام از قاچهها یک بافت ناهمگن رانشان می دهند (شکل ۱).



شکل ۱- نمای جانبی از مدل براکی تراپی ناهمسانگرد زاویه ای

از ترکیبات استخوان از کلسیم با چگالی ( $P = 1/55 \frac{gr}{cm^3}$ ) و فسفر با چگالی ( $p = 1/84 \frac{gr}{cm^3}$ ) در این تحقیق استفاده شده است. نتایج تالی f6 و تالی f8\* که براساس تغییرات زاویه ای برای این دو ماده معدنی و آب بدست آمده است براساس واحد Mev می باشند که براساس نیاز در  $10^{-10} E-6.01$  ضرب و به واحد  $\frac{Gyj}{kg}$  تبدیل شده اند.

### ۳- نتایج

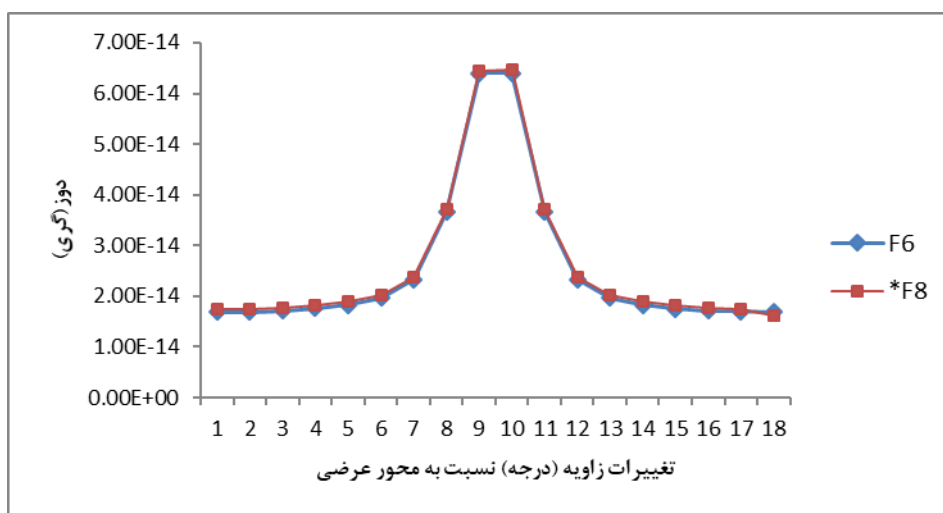
#### ۳-۱- تغییرات ناهمسانگرد زاویه ای توزیع دوز از مرکز فانتوم آب:

در جدول ۱ نتایج تغییرات ناهمسانگرد زاویه ای توزیع دوز از مرکز فانتوم آب نسبت به محور عرضی آورده شده است که در شکل ۲ نشان داده شده است. داده هایی که نسبت به زاویه ۹۰ درجه قرار دارند بایستی مقادیرهای برابر داشته باشند کمترین میزان دوز مربوط به نقاط روی محور چشمه یعنی تحت زاویه صفر درجه نسبت به چشمه است. که به تبع آن کمترین میزان آهنگ دوز را خواهیم داشت.

جدول ۱- نتایج و مقایسه بین تالی ها در توزیع ناهمسانگرد زاویه ای توزیع دوز در فانتوم آب

تغییرات زاویه ای	f6 نتایج تالی	+_ انحراف استاندارد	f8* نتایج تالی	+_ انحراف استاندارد	درصد تفاوت بین تالی ها
۵	۰/۱۶۹۰۳E-۱۳	۰/۳۰۵E-۲۰	۰/۱۷۴۸E-۱۳	۰/۰۴۸۵E-۱۵	-۰/۰۰۵۷
۱۵	۰/۱۶۹۰۳E-۱۳	۰/۱۷۸۱E-۲۰	۰/۱۷۴۸E-۱۳	۰/۰۲۸۴E-۱۵	-۰/۰۰۵۸
۲۵	۰/۱۷۱۶۸E-۱۳	۰/۱۳۸۹E-۲۰	۰/۱۷۷۴E-۱۳	۰/۰۲۲۳E-۱۵	-۰/۰۰۵۷
۳۵	۰/۱۷۵۸۹E-۱۳	۰/۱۱۹۰E-۲۰	۰/۱۸۱۵E-۱۳	۰/۰۱۹۳E-۱۵	-۰/۰۰۵۶
۴۵	۰/۱۸۲۹۲E-۱۳	۰/۱۰۶۹E-۲۰	۰/۱۸۸۵E-۱۳	۰/۱۷۶۸E-۱۶	-۰/۰۰۵۶
۵۵	۰/۱۹۷۰۹E-۱۳	۰/۰۹۹۵E-۲۰	۰/۲۰۲۶E-۱۳	۰/۱۶۹۸E-۱۶	-۰/۰۰۵۵
۶۵	۰/۲۳۲۷۳E-۱۳	۰/۰۹۴۹E-۲۰	۰/۲۳۸۳E-۱۳	۰/۱۷۵۴E-۱۶	-۰/۰۰۵۶
۷۵	۰/۳۶۳۵۳E-۱۳	۰/۰۹۲۳E-۲۰	۰/۳۷۱۰E-۱۳	۰/۲۱۴۵E-۱۶	-۰/۰۰۵۶
۸۵	۰/۶۳۹۷۳E-۱۳	۰/۰۹۰۸E-۲۰	۰/۶۴۵۳E-۱۳	۰/۲۹۶۶E-۱۶	-۰/۰۰۵۵
۹۵	۰/۶۳۹۷۳E-۱۳	۰/۰۹۰۹E-۲۰	۰/۶۴۵۴E-۱۳	۰/۲۹۶۷E-۱۶	-۰/۰۰۵۷
۱۰۵	۰/۳۶۵۱۵E-۱۳	۰/۰۹۲۲E-۲۰	۰/۳۷۱۲E-۱۳	۰/۲۱۶۶E-۱۶	-۰/۰۰۶۰
۱۱۵	۰/۲۳۳۰۴E-۱۳	۰/۰۹۵۰E-۲۰	۰/۲۳۸۵E-۱۳	۰/۱۷۵۶E-۱۶	-۰/۰۰۵۵
۱۲۵	۰/۱۹۶۹۹E-۱۳	۰/۰۹۹۴E-۲۰	۰/۲۰۲۶E-۱۳	۰/۱۶۹۸E-۱۶	-۰/۰۰۵۶
۱۳۵	۰/۱۸۲۷۱E-۱۳	۰/۱۰۷۰E-۲۰	۰/۱۸۸۴E-۱۳	۰/۱۷۶۷E-۱۶	-۰/۰۰۵۷
۱۴۵	۰/۱۷۵۳۰E-۱۳	۰/۱۱۸۷E-۲۰	۰/۱۸۱۰E-۱۳	۰/۰۱۹۳E-۱۵	-۰/۰۰۵۷
۱۵۵	۰/۱۷۱۲۱E-۱۳	۰/۱۳۸۶E-۲۰	۰/۱۷۶۹E-۱۳	۰/۰۲۲۳E-۱۵	-۰/۰۰۵۶
۱۶۵	۰/۱۶۹۹۲E-۱۳	۰/۱۷۸۸E-۲۰	۰/۱۷۵۶E-۱۳	۰/۰۲۸۶E-۱۵	-۰/۰۰۵۷
۱۷۵	۰/۱۶۸۶۰E-۱۳	۰/۱۷۴۲E-۲۰	۰/۳۰۵۰E-۱۳	۰/۰۳۰۵E-۱۵	-۰/۰۰۵۶

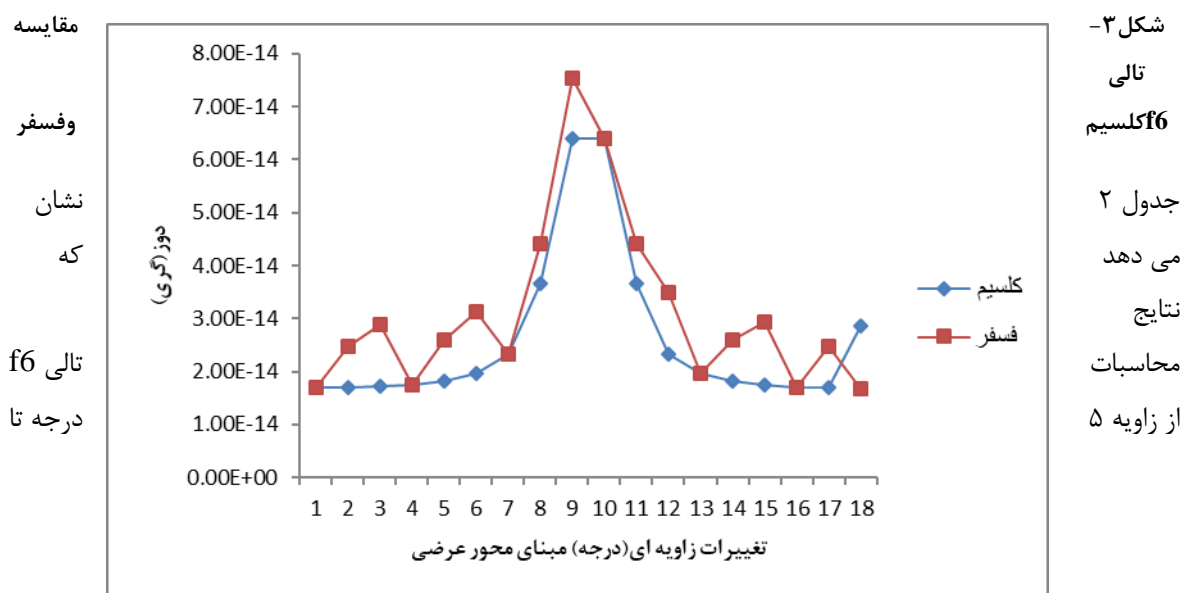
برطبق داده های جدول ۱، نتایج تالی f6 در محدوده ۰/۱۶۹ از زاویه ۵ درجه شروع و تا زاویه ۸۵ درجه افزایش می یابد تا به عدد ۰/۶۳۹ برسد و با افزایش زاویه بصورت افزایش ۱۰ درجه ای از زاویه ۸۵ درجه تا زاویه ۱۷۵ درجه توزیع دوز از ۰/۶۳۹ به عدد ۰/۱۶۸ کاهش می یابد. تالی f8\* نیز با تفاوت کمی از تالی f6، در تغییرات ۱۰ درجه ای زاویه ای، از عدد ۰/۱۷۴ شروع و در زاویه ۹۵ درجه به بیشترین مقدار خود ۰/۶۴۵ می رسد که از این زاویه تا زاویه ۱۷۵ درجه مانند تالی f6 کاهش می یابد تا به عدد ۰/۱۷۴ برسد. داده های انحراف استاندارد در دوطرف میانه اعداد زاویه ۹۰ درجه با هم برابر می شوند و شکل منحنی بصورت توزیع نرمال خواهد بود.



شکل ۲- تغییرات ناهمسانگرد زاویه ای توزیع دوز چشمه ایریدیم-۱۹۲ در فانتوم آب

## ۲-۳- بررسی اثر ناهمگنی کلسیم و فسفر بر توزیع دوز:

استخوان از مواد معدنی کلسیم و فسفر با چگالی متفاوت تشکیل شده است. وجود ناهمگنی های متفاوت با چگالی متفاوت در اطراف هدف مورد نظر در براکی تراپی باعث تغییراتی در توزیع دوز در مقایسه با بافت همگن آب می شود. در جدول ۲ مقایسه ای بین نتایجی که از تالی f6 کلسیم با نتایجی که از تالی f6 فسفر بدست آمده شده، که در شکل ۳ ترسیم شده است.



شکل ۳- تالی f6 کلسیم

جدول ۲ می دهد نتایج محاسبات از زاویه ۵

زاویه ۱۰۵ درجه روند افزایشی ، و برای زوایای دیگر روند کاهشی را دارد. انحراف استاندارد آن نیز بصورت زیر می باشد:  
 ۴۵-۵ درجه بصورت ۰/۰۷-۰/۰۲ و ۱۷۵-۱۳۵ درجه بصورت ۰/۰۷۴-۰/۰۲۶ برای فسفر نیز مانند کلسیم همان روند  
 افزایشی را تا زاویه ۱۰۵ درجه و کاهشی را برای بقیه زوایا داریم.

جدول ۲- مقایسه نتایج تالی f6 کلسیم و فسفر

تغییرات زاویه ای	کلسیم F6 نتایج تالی	+_ انحراف استاندارد	فسفر F6 نتایج تالی	+_ انحراف استاندارد	درصد تفاوت بین کلسیم و فسفر
۵	۰/۲۴۶۴E-۱۳	۰/۰۷۴۵E-۱۵	۰/۲۸۶۲E-۱۳	۰/۰۸۷E-۱۵	-۰/۰۳۹
۱۵	۰/۲۴۶۵E-۱۳	۰/۰۷۴۵E-۱۵	۰/۲۸۶۵E-۱۳	۰/۰۸۷E-۱۵	-۰/۰۳۹
۲۵	۰/۲۴۹۶E-۱۳	۰/۰۴۳۸E-۱۵	۰/۲۸۹۷E-۱۳	۰/۰۵۱E-۱۵	-۰/۰۴۰
۳۵	۰/۲۵۳۵E-۱۳	۰/۰۳۳۳E-۱۵	۰/۲۹۳۶E-۱۳	۰/۰۴۰E-۱۵	-۰/۰۴۰
۴۵	۰/۲۶۰۴E-۱۳	۰/۰۲۹۰E-۱۵	۰/۳۰۰۳E-۱۳	۰/۰۳۴E-۱۵	-۰/۰۳۹
۵۵	۰/۲۷۴۲E-۱۳	۰/۰۲۶۰E-۱۵	۰/۳۱۴۰E-۱۳	۰/۰۳۱E-۱۵	-۰/۰۳۹
۶۵	۰/۳۰۹۵E-۱۳	۰/۲۵۲۰E-۱۶	۰/۳۴۹۲E-۱۳	۰/۲۹۴E-۱۶	-۰/۰۳۹
۷۵	۰/۴۴۱۴E-۱۳	۰/۲۵۰۰E-۱۶	۰/۴۸۰۶E-۱۳	۰/۲۹۰E-۱۶	-۰/۰۳۹
۸۵	۰/۷۱۴۹E-۱۳	۰/۲۸۳۴E-۱۶	۰/۷۵۳۸E-۱۳	۰/۳۱۸E-۱۶	-۰/۰۳۸
۹۵	۰/۷۱۵۰E-۱۳	۰/۳۵۴۷E-۱۶	۰/۷۵۳۸E-۱۳	۰/۳۸۵E-۱۶	-۰/۰۳۸
۱۰۵	۰/۴۴۱۶E-۱۳	۰/۳۵۴۸E-۱۶	۰/۴۸۰۹E-۱۳	۰/۳۸۴E-۱۶	-۰/۰۳۹
۱۱۵	۰/۳۱۰۰E-۱۳	۰/۲۸۳۴E-۱۶	۰/۳۴۹۷E-۱۳	۰/۳۱۸E-۱۶	-۰/۰۳۹
۱۲۵	۰/۲۷۴۱E-۱۳	۰/۲۵۲۱E-۱۶	۰/۳۱۳۷E-۱۳	۰/۲۹۱E-۱۶	-۰/۰۳۹
۱۳۵	۰/۲۶۰۱E-۱۳	۰/۲۵۲۰E-۱۶	۰/۳۰۰۰E-۱۳	۰/۲۹۴E-۱۶	-۰/۰۳۹
۱۴۵	۰/۲۵۲۹E-۱۳	۰/۰۲۶۷E-۱۵	۰/۲۹۲۷E-۱۳	۰/۰۳۱E-۱۵	-۰/۰۳۹
۱۵۵	۰/۲۴۸۳E-۱۳	۰/۰۲۹۴E-۱۵	۰/۲۸۸۰E-۱۳	۰/۰۳۴E-۱۵	-۰/۰۳۹
۱۶۵	۰/۲۴۸۰E-۱۳	۰/۰۳۴۲E-۱۵	۰/۲۸۷۹E-۱۳	۰/۰۴۰E-۱۵	-۰/۰۳۹
۱۷۵	۰/۲۴۶۵E-۱۳	۰/۰۴۴۰E-۱۵	۰/۲۸۶۶E-۱۳	۰/۰۵۱E-۱۵	-۰/۰۴۰

### ۳-۳- مقایسه بافت همگن آب و ناهمگن کلسیم

در مقایسه بافت همگن آب و ناهمگن کلسیم، همانطور که در شکل ۴ و جدول ۳ نشان داده شده است مقادیر جدول نشان می دهند که تفاوت زیادی وجود دارد. در توضیح نتایج تالی f6 جدول ۳ می توان گفت که درصد اختلاف بین بافت همگن آب و ناهمگن کلسیم در محدوده ۰/۰۴۵-۰/۰۵۷ می باشد که تفاوت تقریباً زیادی بین دو بافت وجود دارد.

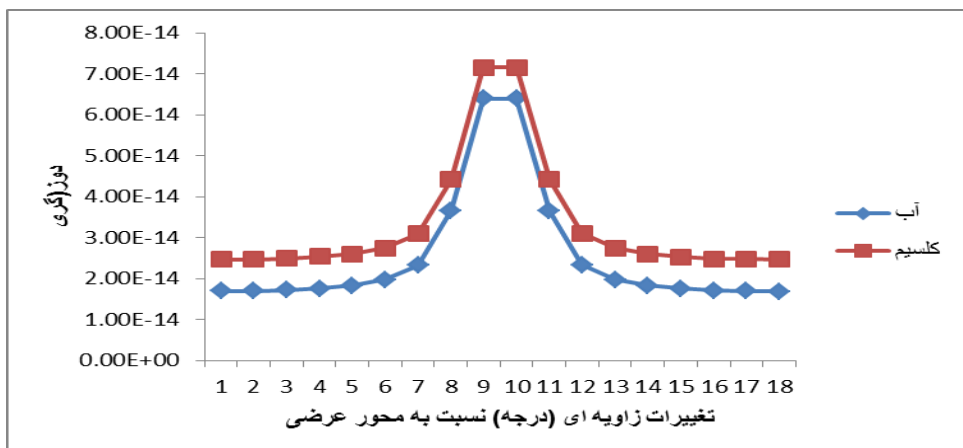
جدول ۳- مقایسه توزیع دوز بافت همگن آب و ناهمگن کلسیم

*f8			F6			ماده سلول	تغییرات زاویه ای
درصد اختلاف	ناهمگن	همگن	درصد اختلاف	ناهمگن	همگن		
-۰/۰۵۱	۰/۲۲۶۱E-۱۳	۰/۱۷۴۸E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۲۵۸E-۱۳	۰/۱۶۹۰E-۱۳	آب	۵
-۰/۰۵۰	۰/۲۲۵۶E-۱۳	۰/۱۷۴۸E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۲۵۷E-۱۳	۰/۱۶۹۰E-۱۳	کلسیم	۱۵
-۰/۰۵۱	۰/۲۲۸۵E-۱۳	۰/۱۷۷۴E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۲۸۵E-۱۳	۰/۱۷۱۶E-۱۳	آب	۲۵
-۰/۰۵۱	۰/۲۳۲۵E-۱۳	۰/۱۸۱۵E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۳۲۶E-۱۳	۰/۱۷۵۶E-۱۳	کلسیم	۳۵
-۰/۰۵۱	۰/۲۳۹۶E-۱۳	۰/۱۸۸۵E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۳۹۴E-۱۳	۰/۱۸۲۹E-۱۳	آب	۴۵
-۰/۰۵۲	۰/۲۵۳۵E-۱۳	۰/۲۰۲۶E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۵۳۳E-۱۳	۰/۱۹۷۰E-۱۳	کلسیم	۵۵
-۰/۰۵۰	۰/۲۸۸۷E-۱۳	۰/۲۳۸۳E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۸۸۸E-۱۳	۰/۲۳۲۷E-۱۳	آب	۶۵
-۰/۰۴۹	۰/۴۲۰۹E-۱۳	۰/۳۷۱۰E-۱۳	-۰/۰۵۵	۰/۴۲۰۸E-۱۳	۰/۳۶۵۳E-۱۳	کلسیم	۷۵
-۰/۰۴۹	۰/۶۹۴۵E-۱۳	۰/۶۴۵۳E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۶۹۴۶E-۱۳	۰/۶۳۹۷E-۱۳	آب	۸۵
-۰/۰۵۲	۰/۶۹۷۵E-۱۳	۰/۶۴۵۵E-۱۳	-۰/۰۵۵	۰/۶۹۴۶E-۱۳	۰/۶۳۹۷E-۱۳	کلسیم	۹۵
-۰/۰۴۹	۰/۴۲۱۰E-۱۳	۰/۳۷۱۲E-۱۳	-۰/۰۵۵	۰/۴۲۱۰E-۱۳	۰/۳۶۵۵E-۱۳	آب	۱۰۵
-۰/۰۵۰	۰/۲۸۹۲E-۱۳	۰/۲۳۸۵E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۸۹۲E-۱۳	۰/۲۳۳۰E-۱۳	کلسیم	۱۱۵
-۰/۰۵۰	۰/۲۵۳۲E-۱۳	۰/۲۰۲۶E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۵۳۳E-۱۳	۰/۱۹۶۹E-۱۳	آب	۱۲۵
-۰/۰۵۱	۰/۱۸۳۴E-۱۳	۰/۱۸۲۴E-۱۳	-۰/۰۵۶	۰/۲۳۹۲E-۱۳	۰/۱۸۲۷E-۱۳	کلسیم	۱۳۵
-۰/۰۴۹	۰/۲۲۷۷E-۱۳	۰/۱۸۱۰E-۱۳	-۰/۰۴۵	۰/۲۲۷۶E-۱۳	۰/۱۷۵۳E-۱۳	آب	۱۴۵
-۰/۰۵۰	۰/۲۲۷۰E-۱۳	۰/۱۷۶۹E-۱۳	-۰/۰۵۵	۰/۲۲۶۹E-۱۳	۰/۱۷۱۲E-۱۳	کلسیم	۱۵۵
-۰/۰۵۰	۰/۲۲۵۸E-۱۳	۰/۱۷۵۶E-۱۳	-۰/۰۵۵	۰/۲۲۵۵E-۱۳	۰/۱۶۹۹E-۱۳	آب	۱۶۵



۱۷۵	کلسیم	$0.1686E-13$	$0.2255E-13$	$-0.57$	$0.1742E-13$	$0.2256E-13$	$-0.51$
-----	-------	--------------	--------------	---------	--------------	--------------	---------

در مقایسه نتایج تالی f8\* دو بافت هم می توان گفت که درصد اختلاف بین  $0.46\%$  و  $0.58\%$  می باشد که مثل تالی f6 می توان گفت که این درصد تقریباً زیاد است.



شکل ۴-مقایسه توزیع دوز ناهمسانگرد زاویه ای برای آب و کلسیم

#### ۴-بحث و نتیجه گیری

بطور کلی چگالی بافت ناهمگن ما نسبت به بافت همگن بیشتر است؛ و دوزی که در این بافتهای ناهمگن جذب شود خیلی بیشتر از دوزی است که در بافت همگن جذب شده بود و این بخاطر پدیده فوتوالکتریک است که باعث افزایش شارالکترون ها می شود. احتمال رخداد این پدیده با توان سوم عدد اتمی متناسب است به همین دلیل اگر تفاوت زیادی در عدد اتمی بافتهای مورد نظر باشد می توان در تحویل دوز تغییرات زیادی بوجود آورد.

##### ۴-۱-مقایسه این تحقیق با نتایج کار دیگران

نسبت ماکزیمم دوز در ناهمگنی استخوان به دوز در آب را در فاصله ۲ سانتی متری از چشمه ۱٪ گزارش شده است [۸]. برای ناهمسانگردی توزیع دوز اطراف منبع، تابع ناهمسانگردی محاسبه می شود که شامل اثر جذب و پراکندگی متوسط است. دراستخوان تابع ناهمسانگردی با افزایش فاصله کمتر می شود که با نتایج دیگران مطابقت دارد [۹].

- [۱] Das RK, Keleti D, Zhu Y, Kirov AS, Meigooni AS, Williamson JF. Validation of Monte Carlo dose calculations near 125I sources in the presence of bounded heterogeneities. *Int J Radiat Oncol Bio Phys* 1997; 1;38(4): 843-53
- [۲] Kirov AS, Williamson JF, Meigooni AS, Zhu Y. Measurement and calculation of heterogeneity correction factors for an Ir-192 high dose-rate brachytherapy source behind tungsten alloy and steel shields. *Med Phys* ۱۹۹۶; ۹-۹۱۱: (۶)۲۳.
- [۳] Meigooni AS, Nath R. Tissue inhomogeneity correction for brachytherapy sources in a heterogeneous phantom with cylindrical symmetry. *Med Phys* 1992;19(2):401-7.
- [۴] Daskalov GM, Kirov AS, Williamson JF. Analytical approach to heterogeneity correction factor calculation for brachytherapy. *Med Phys* 1998;25(5):722-35.
- [۵] Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* ۲۰۰۴;۳۱(۳):۶۳۳-۷۴-.
- [۶] Ranall, A.R., RADIATION DOSIMETRY AND MEDICAL PHYSICS CALCULATIONS USING MCNP 5, American Society for Radiation Oncology, 2003.
- [۷] Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. ۴۳ Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* ۲۰۰۴;۳۱(۳):۶۳۳-۷۴.
- [۸] Yang Y, Rivard MJ. Evaluation of brachytherapy lung implant dose distributions from photon-emitting sources due to tissue heterogeneities. *Med Phys* 2011; 38(11): 5857-62
- [۹] Williamson JF, Li Z Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate 192Ir sources *Med Phys* 1995; 22: 809–19. doi: 10.1118/1.59748