

بررسی اثر ناهمگنی بافت استخوان بر توزیع دز چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{103}Pd

مدل MED3633 به روش مونت کارلو

حسین توکلی عنبران* و ام لیلا احمدی

دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، سمنان، ایران.

*سمنان، شاهرود، دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده فیزیک، کد پستی: ۳۶۱۹۹۹۵۱۶۱

پست الکترونیکی: tavakoli.anbaran@gmail.com

چکیده

در تعیین پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی تنها با به کار بردن محیط آب اطراف چشمه با چگالی تقریباً 1 gr/cm^3 ، برای همه‌ی بافت‌های بدن نمی‌توان به نتیجه‌ی درستی دست یافت. در این مطالعه با انتخاب بافت استخوان با چگالی $1/40 \text{ gr/cm}^3$ و با استفاده از کد مونت کارلوی MCNP4C شبیه‌سازی‌های لازم برای تعیین پارامترهای دزیمتری در فواصل و زاویه‌های مختلف انجام شده و اختلاف نسبی بین این دو حالت با یکدیگر مقایسه شده است. نتایج نشان می‌دهند که، اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در فاصله‌ی $0/75 \text{ cm}$ حدود ۷۰ درصد و در فاصله‌ی $0/5 \text{ cm}$ به بیش از ۱۹۰ درصد می‌رسد. همچنین با افزایش فاصله از چشمه (در فواصل بیشتر از 1 cm) این اختلاف نسبی حدود ۹۰ درصد می‌باشد. اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت استخوان نسبت به فانتوم آب در زاویه‌های نزدیک به چشمه مشهودتر است به طوری که در زاویه‌ی صفر درجه اختلاف بیش از ۴۰ درصدی را نشان می‌دهد. همچنین بیشینه اختلاف نسبی در استفاده از فانتوم بافت استخوان به جای فانتوم آب با افزایش زاویه از صفر درجه به ۹۰ درجه کاهش پیدا می‌کند. مقدار ثابت نرخ دز در فانتوم بافت استخوان ($0/840 \pm 0/034$) بزرگتر از فانتوم آب ($0/682 \pm 0/014$) به دست آمده است. بنابراین با نتایج به دست آمده در این تحقیق در زمان استفاده از روش براکی‌تراپی در درمان تومورهای بدخیمی که در مجاورت بافت استخوان قرار دارند می‌بایست تصحیحات لازم مربوط به پارامترهای دزیمتری بافت استخوان را در برنامه‌های طراحی درمان طبق جدول‌های به دست آمده در این پژوهش اعمال نمود.

واژگان کلیدی: براکی‌تراپی، فانتوم آب، فانتوم بافت استخوان، ^{103}Pd ، کد MCNP.

۱. مقدمه

موضعی به تومور داد به گونه‌ای که بافت‌های سالم اطراف بافت دز سریعی مواجه شوند [۱]. دانه‌های ^{103}Pd به تازگی در براکی‌تراپی استفاده می‌شوند. نیمه‌عمر کوتاه آن (۱۶/۹۹ روز) باعث می‌شود که در کاشت دائم دارای مزیت زیستی باشد چون دز با آهنگ بسیار سریع‌تری انتقال داده می‌شود [۲]. به دلیل ناهمسانگردی توزیع دز در اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی

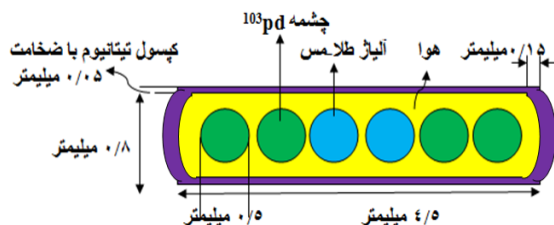
براکي‌تراپی یک روش درمانی است که در آن از منابع پرتوزایی مهر و موم شده به منظور انتقال تابش در فاصله‌ی نزدیک، به صورت داخل بافتی، داخل حفره‌ای یا سطحی استفاده می‌شود. با این روش درمانی، می‌توان دز تابش زیادی را به صورت

داده شود. در کلیه مراحل انجام شبیه‌سازی‌ها، از کد مونت‌کارلوی MCNP4C استفاده شده است [۱۱،۱۰].

۲. روش‌ها

۱.۲. مشخصات چشمه ^{103}Pd مدل MED3633

چشمه‌ی ^{103}Pd ، یک چشمه‌ی کم انرژی می‌باشد که امروزه از این چشمه برای کاشت دائمی در حجم تومور در درمان سرطان پروستات مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲]. این چشمه با توجه به هندسه‌ی ظاهری آن به مدل‌های مختلفی تقسیم بندی می‌شود. مدل مورد بررسی MED3633 است که مورد تایید انجمن فیزیک پزشکی آمریکا می‌باشد. همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود این چشمه از شش گوی، از جنس پلی‌استیرن که قطر هر یک $0/5\text{mm}$ می‌باشد تشکیل شده است. دو گوی وسط، از ترکیبات آلیاژ طلا و مس می‌باشند. کپسول مشاهده شده، استوانه‌ای از جنس تیتانیوم به طول $4/5\text{mm}$ با قطر خارجی $0/8\text{mm}$ و قطر داخلی $0/7\text{mm}$ که ضخامت سطح جانبی استوانه $0/05\text{mm}$ می‌باشد. فضای داخل کپسول نیز از هوای خشک تشکیل شده است [۱۲]. ایزوتوپ ^{103}Pd دارای نیمه عمر $16/99$ روز از طریق گیراندازی الکترون به اولین حالت برانگیخته ^{103}Rh واپاشی می‌کند. برانگیختگی به حالت پایدار ^{103}Rh همراه با تبدیل داخلی با گسیل پرتوهای ایکس مشخصه و تنها مقدار کمی پرتو گاما صورت می‌گیرد [۱۳].



شکل (۱): هندسه‌ی چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل [MED3633 ۱۴]

۲.۲. پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43U1

طبق توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا، پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی قبل از کاربرد کلینیکی باید

با توجه به هندسه‌ی استوانه‌ای آن‌ها، شناخت دقیق توزیع دز در زاویه‌ها و شعاع‌های مختلف نسبت به محور چشمه به منظور طراحی درمان دقیق بسیار حائز اهمیت است. استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو یک تکنیک کارآمد در مواجهه با مشکلات عملی دزیمتری در اندازه‌گیری‌های تجربی است به طوری که دقت و صحت آن به قدری است که از آن به عنوان ابزاری قوی و سودمند در دزیمتری و طراحی درمان یاد می‌شود [۳،۴]. محاسبات دزیمتری در اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی طبق پروتکل TG-43، ارائه شده توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا انجام می‌شود [۵]. تلاش به منظور طراحی برنامه‌ی درمان دقیق منجر به انتشار به‌روزرسانی این پروتکل با عنوان TG-43U1 در سال ۲۰۰۴ و ضمیمه‌ی آن در سال ۲۰۰۷ شده است [۶،۷]. به‌طور کلی این دستور کار شامل راهنمایی برای شبیه‌سازی به روش مونت‌کارلو به همراه فرمول‌بندی برای محاسبات پارامترهای دزیمتری در اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی است، که در فانتوم یکنواخت آب در اطراف چشمه انجام می‌گردد [۸]. محاسبات پارامترهای دزیمتری در فانتوم آب، به جای بافت نرم دارای اختلاف نسبی حدوداً ۴ درصد است که با انجام این تصحیحات می‌توان نتایج مربوط به فانتوم آب را با جای بافت نرم در طراحی برنامه‌ی درمان به کار بست [۹]. اما برای رسیدن به یک نتیجه‌ی مناسب درمان، عواملی نظیر بافت‌های مختلف بدن با چگالی‌های متفاوت می‌توانند نقش تعیین‌کننده‌ای داشته باشند به طوری که تنها با به کار بردن محیط آب در اطراف چشمه با چگالی تقریباً 1 gr/cm^3 ، برای همه‌ی بافت‌های بدن نمی‌توان به نتیجه‌ی درستی دست یافت از این رو در این تحقیق سعی شده است تا با تعیین پارامترهای دزیمتری در بافت ناهمگن استخوان با چگالی $1/40\text{ gr/cm}^3$ و مقایسه‌ی آن با نتایج حاصل از فانتوم آب ارزیابی درستی از اختلاف به وجود آمده در نتایج نشان

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)G(r, \theta_0)} \quad (۳)$$

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (۴)$$

$$S_k = k_{\delta}(d)d^2 \quad (۵)$$

واحد شدت کرمای هوا برابر است با $\mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}$ اصطلاحاً به آن U می‌گویند.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (۶)$$

واحد ثابت نرخ دز $\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ می‌باشد [۵، ۶].

۳.۲. مشخصه‌یابی پارامترهای دزیمتری در فانتوم آب و

بافت استخوان

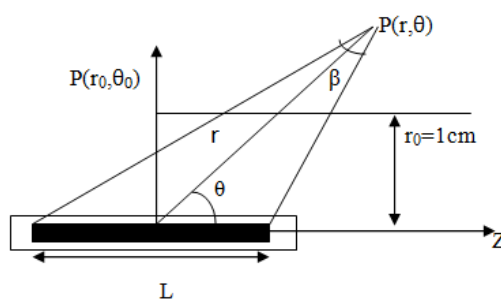
استفاده از روش مونت کارلو، یک تکنیک کارآمد و مؤثر برای حل مسائل آماری و شبه‌آماری می‌باشد. کد MCNP یک کد مونت کارلوی N ذره‌ای چندمنظوره می‌باشد که از آن می‌توان در ترابرد ذرات مختلف استفاده نمود [۱۱]. در تمامی مراحل شبیه‌سازی در این کار از کد قدرتمند MCNP نسخه‌ی 4C آن با ترابرد ذرات با تاریخچه‌ی $10^9 \times 2$ ذره استفاده شده است. استخوان‌های بدن از لحاظ آرایش قرار گرفتن تیغه‌های استخوانی و تراکم استخوانی به سه دسته تقسیم می‌شوند:

- ۱) استخوان قشری: در این استخوان‌ها، سیستم‌های هاورسی به صورت متراکم و فشرده‌ای در کنار یکدیگر قرار می‌گیرند این استخوان‌ها بسیار سخت و محکم هستند و چگالی‌شان در حدود $1/92 \text{ gr/cm}^3$ است و لایه‌های بیرونی استخوان‌های بدن را تشکیل می‌دهند.
- ۲) استخوان متراکم: این استخوان‌ها تخلخل کمی دارند میزان تخلخل در حدود ۳۰ تا ۵۰ درصد است. چگالی این استخوان‌ها در حدود $1/85 \text{ gr/cm}^3$ است.

براساس پروتکل TG-43U1 در محیط یکنواخت آب در اطراف چشمه تعیین گردند. محاسبه‌ی نرخ دز در پروتکل TG-43U1 به صورت زیر است [۶].

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \left[\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right] g(r) F(r, \theta) \quad (۱)$$

مطابق آنچه که در رابطه‌ی ۱ مشاهده می‌شود این فرمول‌بندی شامل: تابع ناهمسانگردی $F(r, \theta)$ ، ثابت نرخ دز Λ ، تابع هندسی $G(r, \theta)$ ، تابع دز شعاعی $g(r)$ ، تابع هندسی در نقطه‌ی مرجع $G(r_0, \theta_0)$ و شدت کرمای هوا S_k می‌باشد. مختصات سیستم برای محاسبات دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی در شکل ۲ نشان داده شده است که در آن، r فاصله‌ی نقطه‌ی دلخواه تا مرکز تقارن چشمه بر حسب cm ، β زاویه بین ابتدا و انتهای چشمه بر حسب رادیان، L طول موثر چشمه بر حسب cm و همچنین زاویه θ ، زاویه نسبت به محور طولی چشمه بر حسب رادیان می‌باشد. نقطه‌ی $P(r_0, \theta_0)$ نقطه‌ی مرجع محاسبات یعنی در زاویه‌ی 90° درجه و فاصله‌ی 1 cm بر روی محور عرضی چشمه می‌باشد.



شکل (۲): مختصات چشمه‌ی براکی‌تراپی برای محاسبه‌ی پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43U1 [۶].

در رابطه‌ی دز جذبی در اطراف چشمه، هریک از پارامترها به صورت زیر محاسبه می‌شوند.

$$G(r_0, \theta_0) = \begin{cases} 1/r^2 & \text{چشمه‌ی نقطه‌ای} \\ \beta/Lr\text{Sin}\theta & \text{چشمه‌ی خطی} \end{cases} \quad (۲)$$

1. Cortical Bone
2. Compact Bone

جدول(۱): ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده بافت

استخوان با چگالی $1/40 \text{ gr/cm}^3$ [۱۰].

نام عنصر	درصد وزنی بافت	نام عنصر	درصد وزنی بافت
هیدروژن	۷/۳۳۷	گوگرد	۰/۱۷۳
کربن	۲۵/۴۷	کلر	۰/۱۳۳
نیتروژن	۳/۰۵۷	پتاسیم	۰/۱۵۳
اکسیژن	۴۷/۸۹	کلسیم	۱۰/۱۹
سدیم	۰/۳۲	آهن	۰/۰۰۸
منیزیم	۰/۱۱۲	روی	۰/۰۰۲
سیلیسیم	۰/۰۰۲	روبییدیم	۰/۰۰۱
فسفر	۵/۰۹	سرب	۰/۰۰۳
فلوئور	۰/۰۲۵	استرانسیم	۰/۰۰۱

همچنین برای محاسبه‌ی دز جذبی، از همین تالی به همراه کارت‌های تبدیل شار به دز این کد استفاده شده است. تابع هندسی، اثر توزیع ماده‌ی رادیواکتیو درون کپسول بر توزیع دز که تابعی از r و θ می‌باشد از لحاظ فیزیکی و مخصوصاً یک قانون عکس مجذوری مؤثر را فراهم می‌کند، به طوری که در محاسبه‌ی این تابع از پراکندگی و میرایی فوتون‌های گسیل کننده‌ی اطراف چشمه صرف نظر می‌شود. برای محاسبه‌ی این پارامتر، چگالی جرمی همه‌ی مواد و ترکیبات داخلی چشمه را صفر در نظر گرفته و شار در اطراف چشمه در شرایطی که خلأ می‌باشد با استفاده از تالی F4 کد MCNP4C محاسبه می‌گردد. در محاسبه‌ی شدت گرمای هوای چشمه، ابتدا آهنگ گرمای هوا، در فاصله‌های ۲۰ تا ۱۰۰ سانتی متری در یک فانتوم هوای خشک (هوای بدون هیدروژن) محاسبه نموده و با ضرب آن در مجذور فاصله (d^2) با استفاده از تالی F6 کد MCNP4C شدت گرمای هوا به دست آمده و در نهایت با رسم عرض از مبدأ خطی که از نمودار شدت گرمای هوا بر حسب فاصله می‌گذرد شدت گرمای چشمه تعیین شده است. طبق رابطه‌ی ۶ با تقسیم دز جذبی محاسبه شده در نقطه‌ی

(۳) استخوان اسفنجی^۱: در بین تیغه‌های استخوانی فضاهای توخالی وجود دارد که حاوی مغز استخوان است و یکی از وظایف مغز استخوان تولید سلول‌های خونی است. این استخوان‌ها به خاطر همین فضاهای توخالی تراکم کمتری داشته و مانند اسفنج متخلخل هستند درجه تخلخل این استخوان‌ها ۳۰ تا ۹۰ درصد است و چگالی این استخوان‌ها در حدود $1/40 \text{ gr/cm}^3$ می‌باشد [۱۵].

با توجه به مطالب ذکر شده چون هدف در برنامه‌ی طراحی درمان رسانیدن دز دقیق به تومور بوده و در این راستا دزیمتری در برنامه‌های طراحی درمان براساس محیط آب می‌باشد به همین منظور برای بررسی پارامترهای دزیمتری در بافت استخوان فانتومی از این بافت را انتخاب کرده که چگالی نزدیکی به آب داشته باشد تا با بررسی و مقایسه‌ی نتایج در چنین وضعیتی بتوان برنامه‌ی درمان دقیقی را طراحی نمود. بنابراین در تعیین پارامترهای دزیمتری در زاویه‌ها و شعاع‌های مختلف در اطراف چشمه‌ی براکی‌تراپی مورد مطالعه طبق پروتکل TG-43U1 ابتدا شبیه‌سازی در فانتوم یکنواخت آب اطراف چشمه با چگالی 1 gr/cm^3 انجام می‌شود و بار دیگر فانتوم ناهمگن بافت استخوان با چگالی $1/40 \text{ gr/cm}^3$ همراه با ترکیبات و درصد وزنی عناصر تشکیل دهنده‌ی آن مطابق با جدول ۱ منظور می‌گردد [۱۰]. از آنجا که تابع دز شعاعی برای اثرات جذب و پراکندگی در محیط در طول محور عرضی چشمه می‌باشد شبیه‌سازی‌های لازم برای محاسبه‌ی تابع دز شعاعی در مکان‌های مختلفی نسبت به محور عرضی چشمه (زاویه‌ی ۹۰ درجه) در فواصل ۰/۵، ۰/۷۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵ و ۵ سانتی متری از چشمه با استفاده از تالی F4 کد MCNP4C انجام شده است.

جدول (۲): مقادیر تابع دز شعاعی اندازه‌گیری شده و محاسبه شده برای چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

والاس و فن در تجربه	MCNP در فانتوم استخوان	MCNP در فانتوم آب	r(cm)
با خطای ۵٪ [۱۴]			
۱/۲۷۵	۱۴/۷۲	۱/۲۵۰	۰/۵
۱/۱۳۲	۳/۴۴۰	۱/۱۳۰	۰/۷۵
۱/۱۰۰۰	۱/۱۰۰۰	۱/۱۰۰۰	۱/۰
۰/۷۶۹	۰/۱۲۶	۰/۷۷۶	۱/۵
۰/۵۸۰	۰/۰۲۲	۰/۵۹۱	۲/۰
۰/۴۳۱	۰/۰۰۶	۰/۴۴۰	۲/۵
۰/۳۱۸	۰/۰۰۳	۰/۳۲۸	۳/۰
۰/۲۳۱	۰/۰۰۲	۰/۲۴۸	۳/۵
۰/۱۷۴	۰/۰۰۱	۰/۱۸۵	۴/۰
۰/۱۳۲	۰/۰۰۱	۰/۱۳۹	۴/۵
۰/۱۰۲	۰/۰۰۰۹	۰/۱۰۴	۵/۰

۲.۳. مقایسه نتایج تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی

حاصل از فانتوم بافت استخوان و فانتوم یکنواخت آب

با انجام شبیه‌سازی‌های لازم (ترابرد ذرات با تاریخچه‌ی $10^9 \times 2$ ذره)، بررسی و مقایسه‌ی نتایج تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت استخوان، فانتوم آب و نتایج تجربی اندازه‌گیری شده توسط والاس و فن [۱۴]، مطابق شکل‌های ۳ و ۴ اختلافاتی در محاسبات این پارامترها در فانتوم بافت استخوان با فانتوم آب مشاهده می‌شود. برای نشان دادن اختلاف بهتر بین مقادیر تابع دز شعاعی به دست آمده در فانتوم یکنواخت آب نسبت به فانتوم ناهمگن بافت استخوان با توجه به شکل ۵، کمیت‌های C_1 و C_2 به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$C_1 = \frac{g(r)_w - g(r)_w}{g(r)_w} \times 100$$

$$C_2 = \frac{g(r)_B - g(r)_w}{g(r)_w} \times 100$$

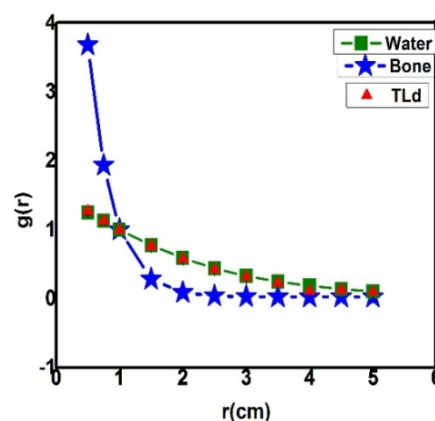
مرجع به شدت کرمای حاصل، ثابت نرخ دز به دست آمده است [۶، ۱۱].

۳. بحث و نتایج

۱.۳. تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب

و فانتوم بافت استخوان

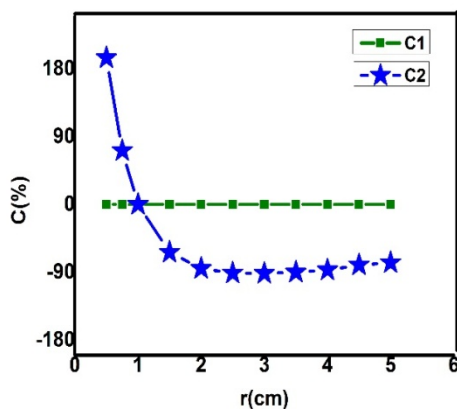
بعد از انجام شبیه‌سازی‌های لازم نمودارهای مربوط به تابع دز شعاعی در فواصل ۰/۵، ۰/۷۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵ و ۵ سانتی‌متری بر روی محور عرضی چشمه و تابع ناهمسانگردی در فواصل ۱، ۲ و ۳ سانتی‌متری در زاویه‌های صفر تا ۹۰ درجه با فواصل ۱۰ درجه در فانتوم یکنواخت آب و فانتوم ناهمگن بافت استخوان به همراه نتایج تجربی اندازه‌گیری شده توسط والاس و فن^۱ جهت مقایسه رسم شده-اند [۱۴]. همچنین نتایج مربوط به تابع دز شعاعی در فانتوم آب، فانتوم بافت استخوان و نتایج تجربی اندازه‌گیری شده در TLD توسط والاس و فن با خطای ۵ درصد در جدول شماره ۲ مشاهده می‌گردد [۱۴].



شکل (۳): نمودار تابع دز شعاعی در فانتوم آب و فانتوم بافت استخوان همراه با مقادیر اندازه‌گیری شده در تجربه توسط والاس و فن برای

چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل [MED3633] [۱۴]

در فاصله‌ی نزدیک به چشمه به دلیل چگالی بیشتر استخوان نسبت به آب و وابستگی پدیده فوتوالکتریک به توان سوم عدد اتمی مشهودتر بوده، زیرا در فاصله‌های نزدیک به چشمه میزان دز جذبی در فانتوم بافت استخوان نسبت به آب با شدت بیشتری افت می‌کند. به همین دلیل در فواصل زیر ۱cm این اختلاف برای فاصله‌ی ۰/۷۵cm حدود ۷۰ درصد و در فاصله‌ی ۰/۵cm به بیش از ۱۹۰ درصد می‌رسد همچنین با افزایش فاصله از چشمه، چون از میزان شدت فوتونها در فانتوم بافت استخوان نسبت به فانتوم آب بیشتر کم شده است (به علت چگالی بیشتر استخوان نسبت به آب) به همین علت تعداد فوتونهای کمتری انرژی خود را در فواصل دورتر از چشمه در فانتوم بافت استخوان نسبت به فانتوم آب از دست می‌دهند. بنابراین در فواصل بیشتر از ۱cm این اختلاف نسبی منفی شده و در حدود ۹۰ درصد می‌شود. از آن جا که چشمه‌ی براکی-ترایی ^{103}Pd ، یک چشمه با فوتونهای کم انرژی می‌باشد عمق نفوذ آن بالا نیست و انرژی آن در فاصله‌های نزدیک‌تری نسبت به چشمه افت می‌کند به عبارتی دیگر اختلاف نسبی بین پارامتر تابع دز شعاعی با استفاده از فانتوم بافت استخوان و فانتوم آب در فواصل نزدیک به چشمه با در نظر گرفتن نزدیک‌ترین چگالی استخوان به آب دارای اختلاف بیش از ۱۹۰ درصدی می‌باشد که بسیار حائز اهمیت است.

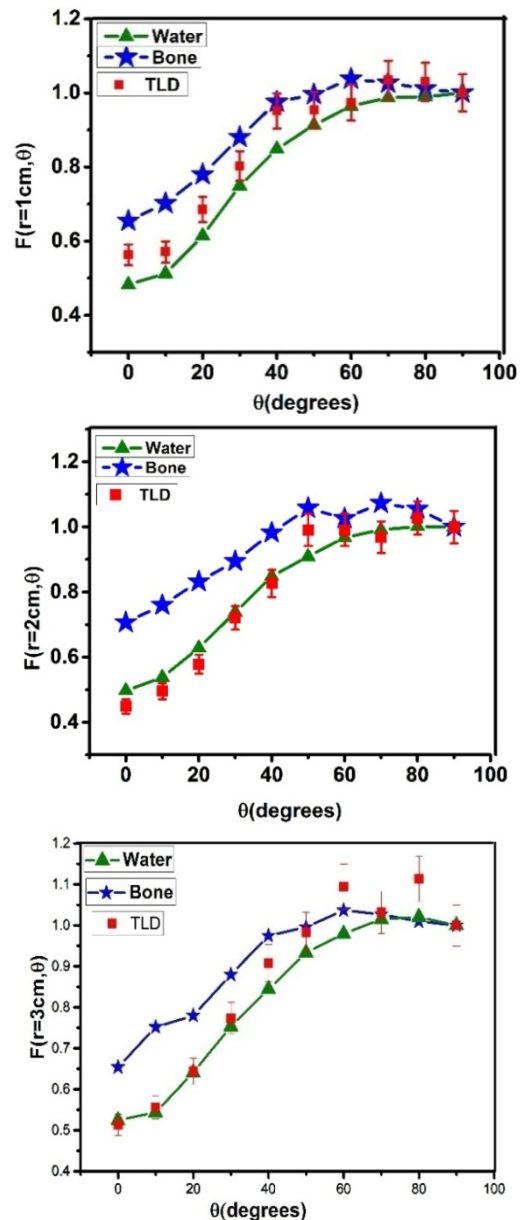


شکل (۵): نمودار اختلاف نسبی تابع دز شعاعی محاسبه شده در فانتوم

آب نسبت به فانتوم بافت استخوان برای چشمه‌ی براکی ترایی ^{103}Pd

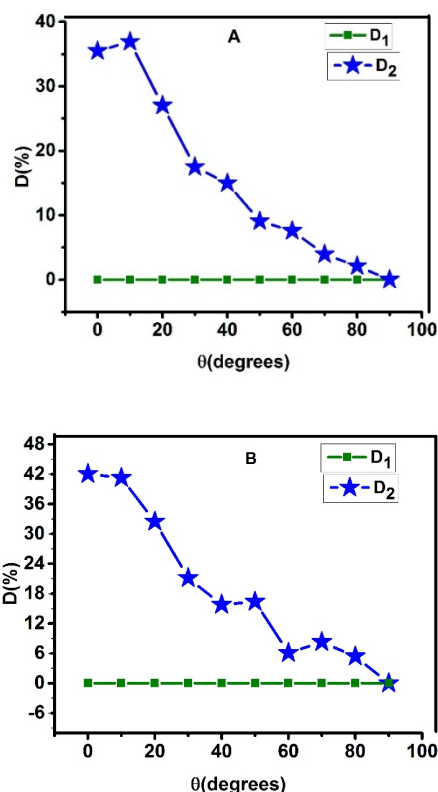
مدل MED3633

که در آن C_1 اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در فانتوم آب نسبت به آب بر حسب درصد و C_2 اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت استخوان بر حسب درصد می‌باشد.



شکل (۴): نمودارهای F_1 , F_2 , F_3 به ترتیب تابع ناهمسانگردی محاسبه شده در فواصل ۱cm، ۲cm و ۳cm از چشمه به روش مونت کارلو در فانتوم آب و فانتوم بافت استخوان در این کار و اندازه‌گیری شده در تجربه توسط والاس و فن [۱۴].

نتایج نشان می‌دهند که، اختلاف نسبی استفاده از فانتوم بافت استخوان نسبت به فانتوم آب به چگالی الکترونی محیط و فاصله از مرکز چشمه بستگی دارد به طوری که این اختلاف



شکل (۶): نمودارهای A و B به ترتیب اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب نسبت به بافت استخوان در فاصله‌های ۱cm و ۲cm از چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633.

۳.۳. شدت گرمای هوا و ثابت نرخ دز

همان‌طور که نمودارهای شکل ۷ نشان می‌دهد نرخ گرمای هوا بر حسب فاصله از مرکز چشمه کاهش می‌یابد، زیرا در نقطه‌ای که ابتدا فوتون‌ها بر ماده تابیده می‌شوند، بیشترین مقدار کرما حاصل شده است و سپس با افزایش عمق چون شار انرژی پرتوهای رسیده به نقطه‌ی مورد نظر کمتر شده مقدار آن کاهش پیدا می‌کند. شدت گرمای هوا نیز بر حسب فاصله از مرکز چشمه ثابت بوده و بدین ترتیب با رسم عرض از مبدأ خطی که از این نمودار می‌گذرد شدت گرمای هوا حاصل می‌شود. شدت گرمای هوای محاسبه شده طبق پروتکل TG-43U1 و رابطه‌ی ۵ برابر با $10^{-8} \times 3/09$ می‌باشد. با محاسبه‌ی شدت گرمای هوا و آهنگ دز در نقطه‌ی مرجع در فانتوم یکنواخت

با بررسی نمودارهای تابع ناهمسانگردی در شکل ۴ و مقایسه-ی این تابع در فانتوم بافت استخوان با فانتوم آب و مقادیر اندازه‌گیری شده در تجربه توسط والاس و فن اختلافاتی در نتایج مشاهده می‌شود. برای نشان دادن بهتر این اختلافات کمیات زیر تعریف می‌شوند:

$$D_1 = \frac{F(r, \theta)_W - F(r, \theta)_B}{F(r, \theta)_W} \times 100$$

$$D_2 = \frac{F(r, \theta)_W - F(r, \theta)_A}{F(r, \theta)_W} \times 100$$

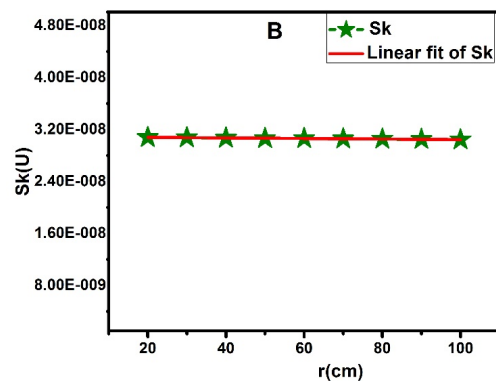
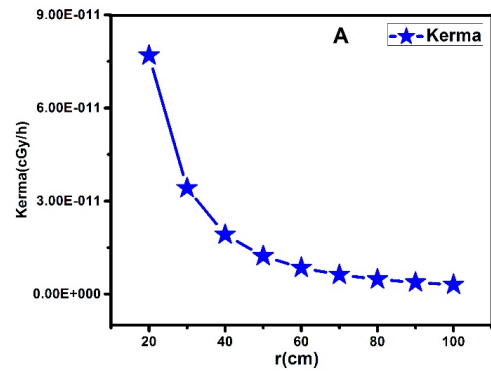
که در آن D_1 اختلاف نسبی مقادیر اندازه‌گیری شده در فانتوم آب نسبت به آب و D_2 اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت استخوان را بر حسب درصد بیان می‌کند. مطابق آن چه در هر یک از نمودارهای شکل ۶ مشاهده می‌شود اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت استخوان نسبت به فانتوم آب در زاویه‌های نزدیک به چشمه مشهودتر است به طوری که این اختلاف در زاویه‌ی صفر درجه به بیش از ۴۰ درصد می‌رسد. از طرفی بیشینه اختلاف نسبی در استفاده از فانتوم بافت استخوان به جای فانتوم آب با افزایش زاویه از صفر درجه به ۹۰ درجه کاهش پیدا می‌کند که در نتیجه‌ی دو عامل می‌باشد:

(۱) با نزدیک شدن به چشمه و فاصله از خط تقارن آن، سبب نزدیک شدن به ناحیه‌ای از چشمه می‌شود که درصد یکنواختی پرتوهای گسیلی از آن کاهش یافته است.

(۲) تفاوت در چگالی الکترونی بافت استخوان و آب، که در نهایت موجب تفاوت در دز جذبی در این دو محیط می‌شود.

پارامترهای دزیمتری در فاصله‌های کوچک و همه‌ی زاویه‌ها بدون هیچ محدودیت و پیچیدگی در کنار اندازه‌گیری‌های تجربی می‌تواند نتایج مطلوبی را به همراه داشته باشد. تعیین پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی در درمان تومورهای سرطانی طبق پروتکل TG-43U1 ارائه شده توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا قبل از کاربرد کلینیکی باید در محیط آب اطراف چشمه انجام شود. با توجه به این‌که ساختار بدن از بافت‌های مختلف با ترکیبات و چگالی‌های متفاوتی تشکیل یافته است یا به اصطلاح دارای ساختار ناهمگنی می‌باشد، در مورد همه‌ی بافت‌های بدن نمی‌توان نتایج حاصل از شبیه‌سازی در آب را برای درمان تومور بافت مورد نظر به کار بست. بنابراین در این مطالعه چون هدف ارزیابی پارامترهای دزیمتری در فانتوم بافت استخوان و مقایسه‌ی آن با نتایج فانتوم آب بوده است با توجه به این‌که بافت استخوان برحسب نوع آن دارای چگالی‌های متفاوتی می‌باشد با در نظر گرفتن کمترین چگالی یا نزدیک‌ترین چگالی به آب، اختلافات قابل ملاحظه‌ای مشاهده شده است. با ارزیابی پارامترهای دزیمتری چشمه‌ی براکی‌تراپی مورد نظر با توجه به آنچه نتایج نشان می‌دهند، در تابع دز شعاعی مربوط به فانتوم آب و فانتوم بافت استخوان با افزایش عمق به دلیل کاهش شدت فوتون‌ها و کم شدن تعداد اندرکنش‌ها میزان دز جذبی در راستای محور تقارن چشمه کاهش پیدا می‌کند، از طرفی این تابع در استخوان نسبت به آب با شدت بیشتری افت می‌کند زیرا چگالی استخوان 1 gr/cm^3 و آب دارای چگالی $1/4 \text{ gr/cm}^3$ است. همچنین بیشترین میزان ترکیبات تشکیل دهنده‌ی استخوان مربوط به کلسیم با عدد اتمی ۲۰ با ۱۰/۱۹ درصد و فسفر با عدد اتمی ۱۵ با ۵/۰۹ درصد می‌باشند که از جمله عناصر تشکیل دهنده‌ی استخوان می‌باشند که دارای عدد اتمی بالایی هستند. از طرفی با توجه به این‌که احتمال پدیده فوتوالکتریک بصورت Z^3 به عدد اتمی وابسته است. پس انتظار می‌رود

آب و فانتوم بافت استخوان طبق رابطه‌ی ۶ ثابت نرخ دز به دست می‌آید.



شکل (۷): نمودارهای A و B به ترتیب آهنگ کرمای هوا و شدت کرمای هوا بر حسب فاصله از چشمه.

جدول (۵): مقادیر ثابت نرخ دز محاسبه شده و اندازه‌گیری شده با استفاده از روش‌های مختلف برای چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{103}Pd .

روش	محیط	Λ ($\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$)
TLD	آب	0.680 ± 0.034
والاس و فن [۱۴].	آب	0.682 ± 0.013
MCNP4C در این کار	آب	0.682 ± 0.013
MCNP4C در این کار	بافت استخوان	0.840 ± 0.034

۴. نتیجه‌گیری

ارزیابی مشخصات دزیمتری چشمه‌ی رادیواکتیو اولین گام جهت آماده‌سازی برنامه‌ی طراحی درمان است که در این راستا استفاده از روش‌های شبیه‌سازی مونت کارلو به دلیل قابلیت‌های بالای این روش در ترابرد ذرات و محاسبه‌ی

و محاسبه‌ی ثابت نرخ دز در فانتوم بافت استخوان و فانتوم آب مطابق جدول ۵ و مقایسه‌ی آن‌ها با مقادیر اندازه‌گیری شده توسط والاس و فن [۱۴] نشان می‌دهد که مقدار این پارامتر در فانتوم بافت استخوان بزرگتر از آب است و علت آن به بیشتر بودن چگالی الکترونی بافت استخوان نسبت به آب می‌باشد که باعث افزایش دز جذبی بافت استخوان در نقطه‌ی مرجع شده است.

بنابراین در این مطالعه با انتخاب بافت استخوان با چگالی $1/40 \text{ gr/cm}^3$ به عنوان بافت مورد تهاجم قرار گرفته توسط تومور نتیجه بدست آمده نشان می‌دهد، چون بافت استخوان دارای چگالی بیشتری نسبت به آب بوده و دارای ترکیباتی با وزن اتمی و عدد اتمی متفاوت‌تری نسبت به آن است منجر به پیدایش اختلاف نسبی قابل ملاحظه‌ای بین مقادیر تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی می‌شود از این رو در زمان استفاده از روش براکی‌تراپی در درمان تومورهای بدخیمی که در مجاورت با بافت استخوان قرار دارند می‌بایست تصحیحات لازم مربوط به پارامترهای دزیمتری بافت استخوان را در برنامه‌های طراحی درمان طبق جداول به دست آمده در این پژوهش اعمال نمود.

احتمال اندرکنش فوتوالکتریک بیشتر شود یعنی تعداد انتقال-های انرژی فوتون‌ها به الکترون‌ها بیشتر شده و در نتیجه انرژی بیشتری در ماده به‌جا می‌گذارند. به همین دلیل در فواصل نزدیک به چشمه اختلاف این تابع به بالای ۱۹۰ درصد می‌رسد. در نمودارهای مربوط به تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب و فانتوم بافت استخوان، با توجه به هندسه‌ی استوانه‌ای شکل چشمه میدان پرتو در اطراف آن به میزان قابل توجهی ناهمسانگرد است. به طوری‌که با نزدیک شدن به زاویه‌ی ۹۰ درجه یعنی همان محور عرضی چشمه به علت تقارن چشمه و همچنین کمتر بودن ضخامت کپسول در این راستا نسبت به راستای طولی بیشتر پرتوها در این راستا قرار می‌گیرند و بدین ترتیب میزان شار رسیده به نقاط مورد نظر بیشتر شده و در نهایت دز جذبی افزایش می‌یابد. همچنین با کاهش زاویه از ۹۰ درجه به صفر درجه به علت شارش کم فوتون‌ها به علت ساختار هندسه‌ی چشمه و تفاوت در چگالی الکترونی فانتوم بافت استخوان و فانتوم آب موجب تفاوت در دز جذبی در این دو محیط می‌شود و در نتیجه منجر به افزایش اختلاف در زاویه‌های کوچکتر شده به طوری‌که در زاویه‌ی صفر درجه به بیش از ۴۰ درصد می‌رسد. با به دست آوردن شدت کرمای هوا

۵. مراجع

- [1] F. Khan. The Physics of Radiation Therapy. publisher LWW, (2014).
- [2] P. Saidi, M. Sadeghi, A. Shirazi, C. Tenreiro. Dosimetric parameters of the new design ^{103}Pd brachytherapy source based on Monte Carlo study. *Physics Medica*. 28 (2012) 13-18.
- [3] C. H. WU and et all. Dose Distributions of an ^{192}Ir Brachytherapy Source in Different Media. *BioMed Research International*, 11 (2014).
- [4] NA. Alallak, SS. Sarhan. Factors Affecting Gamma Ray Transmission. *Jordan J Physics* 5 (2012) 77-88.
- [5] R. Nath, LL. Anderson, G. Luxton, KA. Weaver, JF. Williamson, AS. Meigoni. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. *American AssoPhysicists in Med MedPhys*, 22 (1995) 209-34.
- [6] MJ. Rivard, BM. Coursey, LA. Deward, WF. Hanson, M. SaifulHuq, GS. libbott, M G. Mitch, R. Nath, JF. Williamson. Update of AAPM Task Group No.43 Report. *Med. Phiys*, 33 (2004).
- [7] MJ. Rivard, M. Wayne, A. Larry, M. Dewerd. Williamson Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report. *Med. Phys* 34 (2007) 2187-2205.
- [8] J. Charles. Applications of Monte Carlo Methodes in Biolog medicine and other fields of science. *Intech*. (2011).
- [9] احمدی، ام لایلا. توکلی عنبران، حسین. محاسبه‌ی درصد خطای به وجود آمده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم برای توزیع چشمه‌ی براکی‌تراپی ^{103}Pd به روش مونت کارلو. *مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد، دوره ۲۳، آذر ۱۳۹۴، ۸۰۶-۸۱۶*.

- [10] H. Akkurt, F. Keith. Eckerman. Development of PIMAL: Mathematical Phantom with Moving Arms and Legs. Oak Ridge National Laboratory, (2007).
- [11] Los Alamos National Labrotatory.OAK RIDGE national laboratory RSICC data library collection MCNP data. New Mexico, (2000).
- [12] Z. Li, RJ. Pallta, JJ. Fan. Monte carlo calculation experimental measarements of dosimetry parameters of a new ^{103}Pd source. Med, Phys, 27 (2000) 1108-1113.
- [13] MJ. Rivard. A discretized approach to determining TG-43 brachytherapy dosimetry parameters: case study using Monte Carlo calculation for the MED3633 ^{103}Pd source. Applide Radiation and Isotopes, 55 (2001) 775-782.
- [14] R. Wallace, J. Fan. Dosimetric characterization of new design ^{103}Pd brachytherapy source. Med, Phys, 26 (1999) 2456-2470.
- [15] JD. Currey. Bone Structure and Mechanics. Princeton University Press, (2002) 435.