مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره ۲۳، شماره ۹، آذر ۱۳۹۴
صفحه: ۸۱۸-۸۰۶

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol. 23, No.9, Nov-Dec 2015
Pages:806-818

محاسبه درصد خطای به وجود آمده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم برای توزیع چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd به روش مونت‌کارلو

ام لیلا احمدی[۱]، حسین توکلی‌عنبران[*۲]

چکیده

مقدمه: چشمه ^{103}Pd منبع کم انرژی می‌باشد که در براکی تراپی مورد استفاده قرار می‌گیرد. طبق توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا تعیین پارامترهای دزیمتری چشمه‌های براکی تراپی قبل از کاربرد کلینیکی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در این تحقیق پارامترهای دزیمتری چشمه مورد نظر با استفاده از فانتوم آب و بافت نرم محاسبه شده و نتایج با یکدیگر مقایسه شده‌اند.

روش بررسی: پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43U1 در اطراف چشمه ^{103}Pd در فانتوم آب با چگالی gr/cm^3 ۰/۹۹۸ و فانتوم بافت نرم با چگالی gr/cm^3 ۱/۰۴ در فواصل مختلف بر روی محور طولی و عرضی چشمه با استفاده از کد MCNP4C شبیه‌سازی و اختلاف نسبی بین این دو حالت با یکدیگر مقایسه شده است.

نتایج: نتایج حاصل از شبیه سازی‌ها نشان می‌دهند پارامترهای دزیمتری تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی در استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم تا فاصله cm ۱/۵ از چشمه مطابقت خوبی با یکدیگر دارند و با افزایش فاصله، اختلاف افزایش می‌یابد به طوری که در فاصله cm ۶ از چشمه این اختلاف به ۴ درصد می‌رسد.

نتیجه‌گیری: نتایج حاصل از فانتوم بافت نرم در مقایسه با فانتوم آب حداکثر دارای اختلاف نسبی ۴ درصدی در فاصله cm ۶ از چشمه است، لذا می‌توان نتایج مربوط به فانتوم آب را با حداکثر خطای ۴ درصدی در کاربردهای عملی به جای بافت نرم به کار بست و یا آن که با توجه به جداول به دست آمده در این پژوهش مقدار اختلاف به دست آمده در هر فاصله را برای استفاده در فانتوم بافت نرم اصلاح نمود.

واژه‌های کلیدی: براکی تراپی، فانتوم آب، فانتوم بافت نرم، کد MCNP4C، ^{103}Pd

۱- کارشناس ارشد، فیزیک هسته‌ای، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شاهرود
۲- استادیار، گروه فیزیک، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شاهرود
* (نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۲۳۳۲۳۹۵۲۷۰، پست الکترونیکی: tavakoli-anbaran@shahroodut.ac.ir
تاریخ دریافت : ۱۳۹۳/۳/۱۸ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۴/۸/۲۱

مقدمه

براکی‌تراپی نوع خاصی از پرتو درمانی است که در آن چشمه رادیواکتیو با دقت، درون یا اطراف ناحیه تحت درمان قرار می‌گیرد، که از چشمه‌های گسیلنده گاما(۱) و یا گسیلنده بتا(۲) برای این منظور استفاده می‌گردد. چشمه کم انرژی ^{103}Pd به طور گسترده در درمان تومورهای پروستات، سینه و گردن مورد استفاده قرار می‌گیرد. از مزایای استفاده از این چشمه داشتن نیمه عمر کوتاه (۱۶/۹۹ روز) و سازگار بودن فلز پالادیم با بافت‌های بیولوژیکی بوده، لذا در آب و مایع‌های بیولوژیکی حل نمی‌شود و دارای خطر پیش‌بینی نشده کمتری است. همچنین چون در فاصله کمی از چشمه، دز به سرعت افت می‌کند، بنابراین با آهنگ دز مناسب می‌توان به بازده بالایی برای از بین بردن سلول‌های سرطانی دست یافت(۳،۴).

برای نتیجه کلینیکی مطلوب باید دز رسیده به جرم تومور بیشترین مقدار بوده در حالی که کمترین مقدار به حجم اطراف آن برسد. به دلیل گرادیان دز بالا نزدیک چشمه و سیگنال‌های پایین در فاصله‌های زیاد دزیمتری تجربی در براکی‌تراپی پیچیده می‌باشد. یکی از تکنیک‌هایی که به طور گسترده برای حل این مشکل مورد استفاده قرار می‌گیرد استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو می‌باشد(۵). محاسبه توزیع دز در فاصله‌های کوچک و همچنین اعتبارسنجی نتایج تجربی می‌تواند به وسیله کد قدرتمند MCNP انجام گیرد.

در سال ۱۹۹۵ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا گروه TG-43 پروتکلی برای محاسبه دز در اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی منتشر کرده و در سال ۲۰۰۴ تحت عنوان TG- 43U1 آن را به روز رسانی کرده است(۶). همچنین در سال ۲۰۰۷ ضمیمه این پروتکل منتشر شده که در آن علاوه بر معرفی چندین چشمه جدید گسیلنده فوتون کم انرژی، اطلاعات اضافی در مورد برخی از سوالات به وجود آمده پس از انتشار گزارش TG-43U1 و روش‌های جدید برای فرمالیسم محاسبه دز معرفی شده است که با وجود آن فرمول‌بندی محاسبه دز، تا حد زیادی همان است که در گزارش TG-43U1 آورده شده است(۷). این پروتکل شامل کاربرد مونت‌کارلو در شبیه‌سازی، راهنمایی برای دزیمتری مونت‌کارلو، توصیه‌هایی برای شبیه‌سازی و اعتبار سنجی محاسبات می‌باشد که در محیط آب اطراف چشمه انجام می‌شود(۶).

از آنجا که بدن انسان از بافت‌های مختلف با چگالی‌های متفاوت تشکیل شده است بنابراین استفاده از آب به جای بافت واقعی می‌تواند یکی از منابع خطا برای تعیین دقیق پارامترهای دزیمتری اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی به شمار آید. از این رو در این تحقیق به بررسی فانتوم آب به جای فانتوم بافت نرم پرداخته و با مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی، درصد خطای حاصل را محاسبه کرده‌ایم.

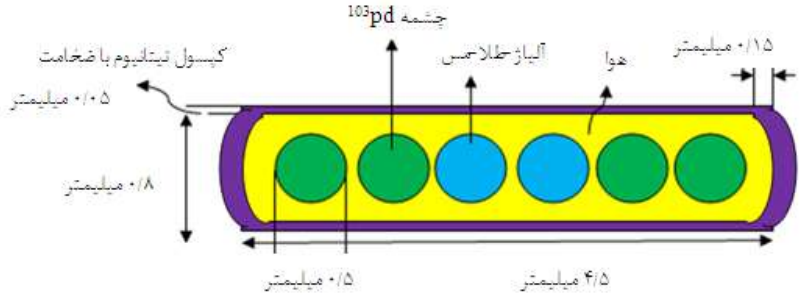
در مراحل انجام شبیه‌سازی، از کد MCNP نسخه 4C استفاده شده است(۸).

روش بررسی

مشخصات چشمه ^{103}Pd مدل MED3633:

با در نظر گرفتن پارامترهای مختلف از جمله، ضخامت کپسول و محل قرار گرفتن کره‌های رادیو اکتیو، چشمه ^{103}Pd به مدل‌های مختلفی تقسیم بندی می‌شود. مدل MED3633 یکی از مدل‌هایی است که مورد تأئید انجمن فیزیک پزشکی آمریکا می‌باشد(۹).

همان‌طور که در شکل(۱) مشاهده می‌شود، چشمه از شش‌گوی، از جنس پلی‌استیرن که قطر هر یک ۰/۵ mm می‌باشد تشکیل شده است. دو گوی وسط از ترکیبات آلیاژ طلا و مس به ترتیب دارای درصد وزنی(۸۰٪ و۲۰٪) می‌باشند. کپسول مشاهده شده، استوانه‌ای از جنس تیتانیم به طول ۴/۵ mm با قطر خارجی ۰/۸ و قطر داخلی ۰/۷ mm می‌باشد. ضخامت سطح جانبی استوانه ۰/۰۵ mm و انتهای آن ۰/۱۵ mm می‌باشد(۹،۱۰).



شکل ۱: هندسه چشمه ^{103}Pd مدل MED3633 [۹]

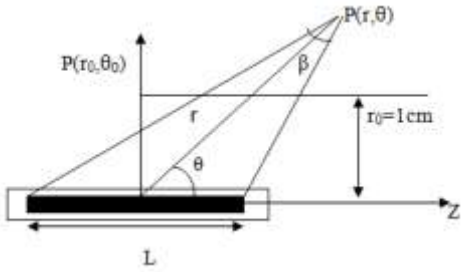
پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43U1:

کاربردهای کلینیکی چشمه باید براساس توصیه‌های محاسبه دز باشد. در سال ۲۰۰۴ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا تحت عنوان گروه TG-43U1 پروتکلی برای محاسبه دز در اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی منتشر کرده است. در این پروتکل تعدادی از کمیت‌های جدید از قبیل تابع ناهمسانگردی$F(r,\theta)$، ثابت نرخ دز Λ، تابع هندسی$G(r,\theta)$، تابع دز شعاعی$g(r)$ و شدت کرمای هوا S_k معرفی شده است. محاسبه نرخ دز در پروتکل TG-43U1 به صورت زیر است.

فرمول ۱)

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

مطابق آنچه که در شکل (۲) مشاهده می‌شود r، فاصله نقطه دلخواه تا مرکز تقارن چشمه بر حسب cm، β زاویه بین ابتدا و انتهای چشمه برحسب رادیان، L طول موثر چشمه بر حسب cm و همچنین زاویه θ، زاویه نسبت به محور طولی چشمه بر حسب رادیان می‌باشد. $P(r_0 , \theta_0)$ نقطه مرجع محاسبات یعنی در زاویه ۹۰ درجه و فاصله ۱ cm بر روی محور عرضی چشمه می‌باشد(۶،۹،۱۰).



شکل ۲: مختصات چشمه براکی‌تراپی برای محاسبه پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43U1 [۶].

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

فرمول ۲)

$$G(r,\theta)=\begin{cases}1/r^2 & \text{چشمه نقطه‌ای}\\ \beta/LrSin\theta & \text{چشمه خطی}\end{cases}$$

فرمول ۳)

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

فرمول ۴)

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

فرمول ۵)

$$S_k=\dot{K}_\delta(d)\,d^2$$

واحد شدت کرمای هوا برابر است با μ Gy m2 h-1 که اصطلاحاً به آن U می‌گویند.

فرمول ۶)

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

واحد ثابت نرخ دز cGyh -1U -1 می‌باشد(۶).

تعیین پارامترهای دزیمتری در فانتوم آب و بافت نرم:

برای تعیین پارامترهای دزیمتری، در حالت‌هایی که اطراف چشمه آب و بافت نرم قرار دارد نیاز به دو شبیه‌سازی است. اول، برای محاسبه دز جذب شده در مکان‌های دلخواه در اطراف چشمه، شبیه‌سازی در محیط آب و بافت نرم انجام شده و دوم، برای محاسبه تابع هندسی و شدت کرمای هوا شبیه‌سازی در خلأ انجام شده است. برای محاسبه دز جذبی با استفاده از تالی F4 کد MCNP4C که تخمین‌گر شار ذرات با استفاده از طول مسیر پیموده شده آنها در سلول است به همراه کارت‌های تبدیل شار به دز، دز جذب شده در محیط اطراف چشمه را محاسبه کرده برای این منظور از آشکارسازهای فرضی در اطراف چشمه در فواصل ۰/۵، ۰/۷۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵، ۵ و ۶ سانتی‌متری از چشمه در زوایای صفر تا ۹۰ درجه با فواصل ۱۰ درجه استفاده شده است. از آنجایی‌که تابع آرایش هندسی تنها به هسته فعال بستگی داشته و به رادیونوکلئید و کپسول بستگی ندارد، برای محاسبات این تابع چگالی جرمی همه مواد و ترکیبات داخلی چشمه را صفر در نظر گرفته و شار در اطراف چشمه که خلأ می‌باشد با استفاده از تالی F4 کد MCNP4C محاسبه کرده‌ایم.

برای محاسبه شدت کرمای هوا با توجه به پروتکل TG-43U1 ابتدا نرخ کرمای هوا را محاسبه می‌کنیم، برای این منظور کره‌هایی از هوا به شعاع ۰/۵ سانتی‌متر، به طوریکه محیط اطراف آن خلاء باشد، از فاصله ۲۰ تا ۱۰۰ سانتی‌متری بر روی محور عرضی چشمه انتخاب کرده و با استفاده از تالی F6 کد MCNP4C، با ضرب نرخ کرمای هوای به دست آمده در مجذور فاصله، شدت کرمای هوا محاسبه شد. در نهایت با رسم عرض از مبدأ خطی که از نمودار شدت کرمای هوا بر حسب فاصله می‌گذرد، شدت کرمای چشمه تعیین شده است(۵).

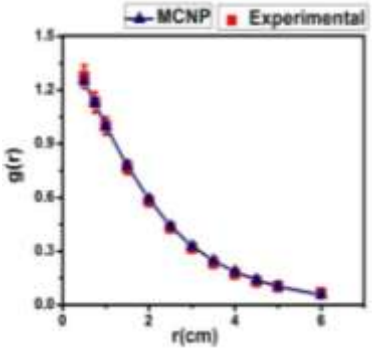
جدول ۱: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل‌دهنده بافت نرم با چگالی gr/cm^3 ۱/۰۴(۱۱)

نام عنصر	درصد وزنی بافت	نام عنصر	درصد وزنی بافت
هیدروژن	۱۰/۴۵۴	گوگرد	۰/۲۰۴
کربن	۲۲/۶۳	کلر	۰/۱۳۳
نیتروژن	۲/۴۹	پتاسیم	۰/۲۰۸
اکسیژن	۶۳/۵۲	کلسیم	۰/۰۲۴
سدیم	۰/۱۱۲	آهن	۰/۰۰۵
منیزیم	۰/۰۱۳	روی	۰/۰۰۳
سیلسیوم	۰/۰۳	روبیدیم	۰/۰۰۱
فسفر	۰/۱۳۴	زیرکونیم	۰/۰۰۱

نتایج

نتایج شبیه‌سازی در فانتوم آب:

بعد از انجام شبیه‌سازی‌های لازم نتایج مربوط به تابع دز شعاعی در فواصل ۰/۵، ۰/۷۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵، ۵ و ۶ سانتی‌متری بر روی محور عرضی چشمه و تابع ناهمسان‌گردی در فواصل ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ سانتی‌متری در زوایای صفر تا ۹۰ در جه با فواصل ۱۰ درجه در نمودارهای زیر رسم شده و با نتایج تجربی اندازه‌گیری شده توسط Wallace and Fan مقایسه شده‌اند(۹).



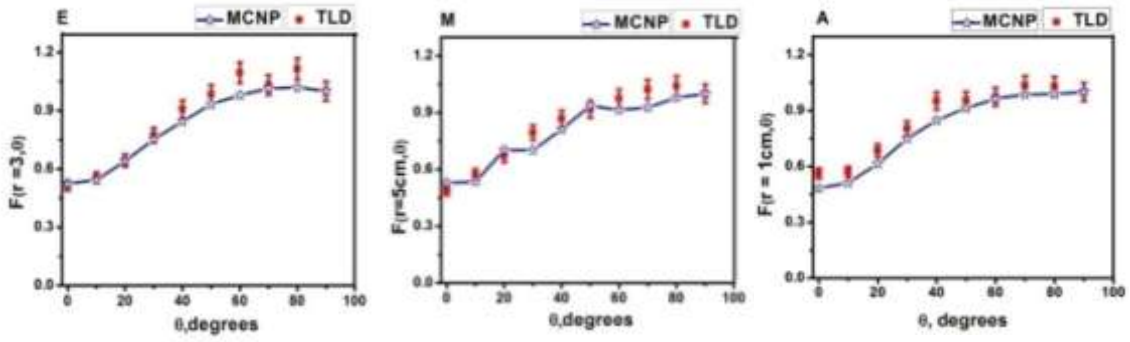
نمودار ۱: نمودار تابع دز شعاعی در فانتوم آب همراه با مقادیر اندازه‌گیری شده در تجربه برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

جدول ۲: مقادیر تابع دز شعاعی اندازه‌گیری شده و محاسبه شده برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED363

r(cm)	MCNP در این کار	Wallace & Fan در تجربه با خطای ۵٪ [۹]
۰/۵	۱/۲۵۰ ± ۰/۰۰۰۹	۱/۲۷۵
۰/۷۵	۱/۱۳۰ ± ۰/۰۰۲۹	۱/۱۳۲
۱/۰	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۰۰۶	۱/۰۰۰
۱/۵	۰/۷۷۶ ± ۰/۰۰۱۴	۰/۷۶۹
۲/۰	۰/۵۹۱ ± ۰/۰۰۳۰	۰/۵۸۰
۲/۵	۰/۴۴۰ ± ۰/۰۰۵۹	۰/۴۳۱
۳/۰	۰/۳۲۸ ± ۰/۰۰۱۱	۰/۳۱۸
۳/۵	۰/۲۴۸ ± ۰/۰۰۲۰	۰/۲۳۱
۴/۰	۰/۱۸۵ ± ۰/۰۰۲۴	۰/۱۷۴
۴/۵	۰/۱۳۹ ± ۰/۰۰۵۶	۰/۱۳۲
۵/۰	۰/۱۰۴ ± ۰/۰۰۹۰	۰/۱۰۲

جدول ۳: تابع ناهمسانگردی برای چشمه براکی‌تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 بااستفاده از کد MCNP در فانتوم آب در این کار

	۱ cm	۲ cm	۳ cm	۴ cm	۵ cm
صفر درجه	۰/۴۸۲ ± ۰/۰۰۰۴	۰/۴۹۷ ± ۰/۰۰۲۲	۰/۵۲۴ ± ۰/۰۰۴۰	۰/۵۳۲ ± ۰/۰۱۳۰	۰/۵۲۹ ± ۰/۰۱۳۴
۱۰ درجه	۰/۵۱۲ ± ۰/۰۰۰۵	۰/۵۳۸ ± ۰/۰۰۲۴	۰/۵۴۳ ± ۰/۰۰۶۶	۰/۵۳۵ ± ۰/۰۱۲۸	۰/۵۳۵ ± ۰/۰۱۳۱
۲۰ درجه	۰/۶۱۴ ± ۰/۰۰۰۵	۰/۶۲۸ ± ۰/۰۰۲۸	۰/۶۴۰ ± ۰/۰۰۶۲	۰/۶۴۵ ± ۰/۰۱۱۳	۰/۷۰۳ ± ۰/۰۱۳۰
۳۰ درجه	۰/۷۴۹ ± ۰/۰۰۰۵	۰/۷۳۸ ± ۰/۰۰۳۲	۰/۷۵۳ ± ۰/۰۰۴۶	۰/۷۳۵ ± ۰/۰۱۲۴	۰/۷۰۲ ± ۰/۰۱۲۵
۴۰ درجه	۰/۸۴۸ ± ۰/۰۰۰۶	۰/۸۴۸ ± ۰/۰۰۳۷	۰/۸۴۴ ± ۰/۰۰۰۵	۰/۸۵۲ ± ۰/۰۱۰۳	۰/۸۱۱ ± ۰/۰۱۲۴
۵۰ درجه	۰/۹۱۳ ± ۰/۰۰۰۶	۰/۹۰۹ ± ۰/۰۰۳۹	۰/۹۳۳ ± ۰/۰۰۵۷	۰/۹۲۰ ± ۰/۰۱۲۳	۰/۹۳۶ ± ۰/۰۱۳۷
۶۰ درجه	۰/۹۶۴ ± ۰/۰۰۰۶	۰/۹۶۷ ± ۰/۰۰۴۲	۰/۹۷۹ ± ۰/۰۰۴۸	۰/۹۴۰ ± ۰/۰۱۲۷	۰/۹۱۴ ± ۰/۰۱۳۵
۷۰ درجه	۰/۹۸۷ ± ۰/۰۰۰۷	۰/۹۹۱ ± ۰/۰۰۴۳	۱/۰۱۵ ± ۰/۰۰۵۸	۰/۹۸۳ ± ۰/۰۲۵۴	۰/۹۲۷ ± ۰/۰۱۳۴
۸۰درجه	۰/۹۸۹ ± ۰/۰۰۰۷	۱/۰۰۱ ± ۰/۰۰۴۳	۱/۰۲۰ ± ۰/۰۰۵۹	۱/۰۰۹ ± ۰/۰۱۲۷	۰/۹۷۹ ± ۰/۰۱۳۷
۹۰ درجه	۱/۰۰۰± ۰/۰۰۵۹	۱/۰۰۰± ۰/۰۰۴۴	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۰۴۸	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۱۲۸	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۱۴۰



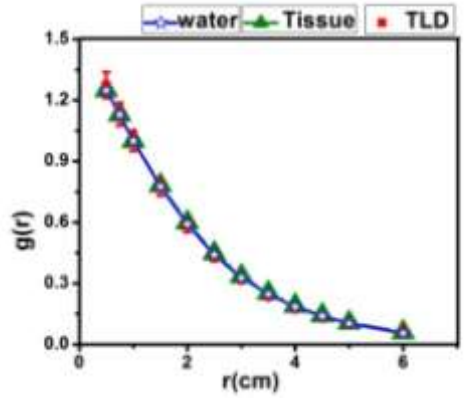
نمودار ۲: نمودار تابع ناهمسانگردی اندازه‌گیری شده در تجربه توسط Wallace&Fan و محاسبه شده با استفاده از کد MCNP برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633 در فانتوم آب در این کار[۹]

نتایج شبیه‌سازی در فانتوم بافت نرم:

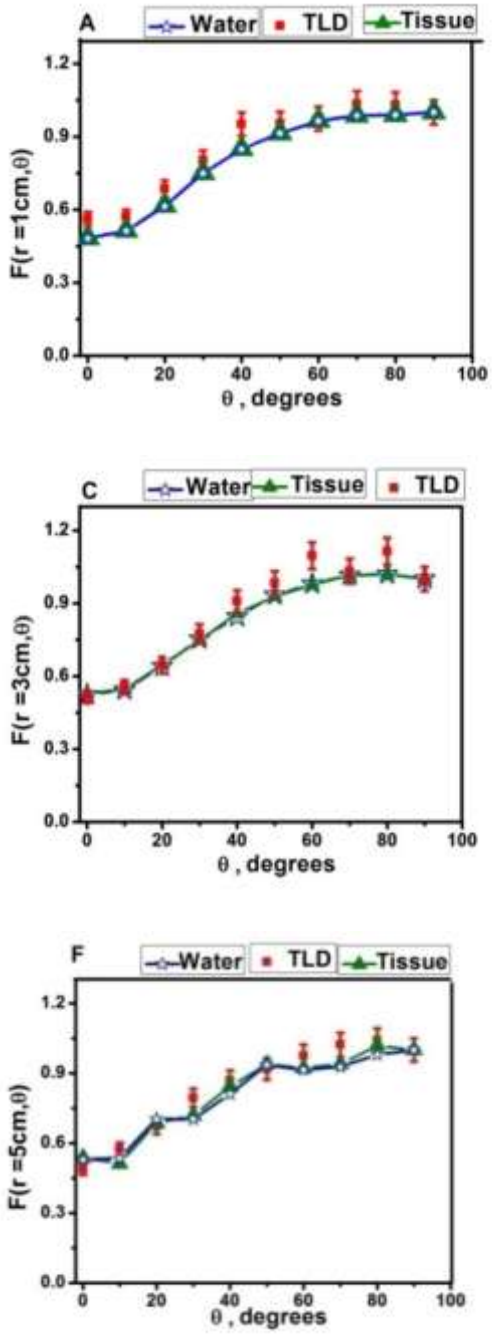
همانند آنچه که برای فانتوم آب انجام داده‌ایم شبیه‌سازی‌های لازم برای فانتوم بافت نرم با عناصر تشکیل دهنده بافت نرم(جدول ۱) انجام داده و نتایج آن در نمودارهای زیر نشان داده شده است(۱۲).

جدول ۴: تابع دز شعاعی محاسبه شده در فانتوم بافت نرم برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

r(cm)	MCNP در فانتوم بافت نرم
۰/۵	۱/۲۵۰ ± ۰/۰۰۰۹
۰/۷۵	۱/۱۳۰ ± ۰/۰۰۲۹
۱/۰	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۰۰۷
۱/۵	۰/۷۸۲ ± ۰/۰۰۱۴
۲/۰	۰/۵۹۹ ± ۰/۰۰۳۰
۲/۵	۰/۴۴۷ ± ۰/۰۰۵۸
۳/۰	۰/۳۳۴ ± ۰/۰۰۱۹
۳/۵	۰/۲۵۳ ± ۰/۰۰۱۵
۴/۰	۰/۱۸۹ ± ۰/۰۰۳۳
۴/۵	۰/۱۴۲ ± ۰/۰۰۵۵
۵/۰	۰/۱۰۶ ± ۰/۰۰۸۷
۶/۰	۰/۰۵۸ ± ۰/۰۰۷۲



نمودار ۳: نمودار تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم همراه با مقادیر اندازه‌گیری شده در تجربه در آب و شبیه‌سازی شده در فانتوم آب برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633



نمودار ۴: نمودارهای A, C, F تابع ناهمسانگردی اندازه‌گیری شده در تجربه به همراه مقادیر محاسبه شده با استفاده از کد MCNP در فانتوم بافت نرم و آب برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

جدول ۵: تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت نرم با استفاده از کد MCNP برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

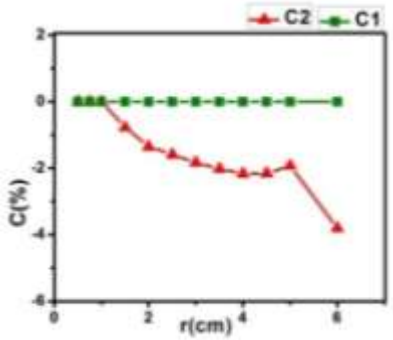
	۱ cm	۲ cm	۳ cm	۴ cm	۵ cm
صفر درجه	۰/۴۸۳ ± ۰/۰۰۰۴	۰/۴۹۹ ± ۰/۰۰۲۲	۰/۵۱۸ ± ۰/۰۰۴۶	۰/۵۳۴ ± ۰/۰۰۳۲	۰/۵۳۷ ± ۰/۰۱۳۰
۱۰ درجه	۰/۵۱۴ ± ۰/۰۰۰۵	۰/۵۳۶ ± ۰/۰۰۲۳	۰/۵۴۶ ± ۰/۰۰۴۶	۰/۵۳۹ ± ۰/۰۰۳۰	۰/۵۱۲ ± ۰/۰۱۲۴
۲۰ درجه	۰/۶۱۶ ± ۰/۰۰۰۵	۰/۶۳۲ ± ۰/۰۰۲۸	۰/۶۴۶ ± ۰/۰۰۵۹	۰/۶۶۸ ± ۰/۰۰۲۹	۰/۶۸۶ ± ۰/۰۱۶۸
۳۰ درجه	۰/۷۵۰ ± ۰/۰۰۰۵	۰/۷۳۷ ± ۰/۰۰۳۹	۰/۷۴۷ ± ۰/۰۰۴۳	۰/۷۴۶ ± ۰/۰۰۳۵	۰/۷۱۸ ± ۰/۰۱۲۰
۴۰ درجه	۰/۸۴۹ ± ۰/۰۰۰۶	۰/۸۴۹ ± ۰/۰۰۳۷	۰/۸۵۱ ± ۰/۰۰۴۳	۰/۸۵۲ ± ۰/۰۰۳۷	۰/۸۴۳ ± ۰/۰۱۲۰
۵۰ درجه	۰/۹۱۳ ± ۰/۰۰۰۶	۰/۹۰۶ ± ۰/۰۰۳۹	۰/۹۲۹ ± ۰/۰۰۵۵	۰/۹۳۳ ± ۰/۰۰۳۳	۰/۹۳۸ ± ۰/۰۱۳۱
۶۰ درجه	۰/۹۶۵ ± ۰/۰۰۰۶	۰/۹۶۵ ± ۰/۰۰۴۲	۰/۹۷۹ ± ۰/۰۰۴۶	۰/۹۴۸ ± ۰/۰۰۴۰	۰/۹۲۲ ± ۰/۰۱۲۹
۷۰ درجه	۱/۰۰۷ ± ۰/۰۰۰۷	۱/۰۰۴ ± ۰/۰۰۴۳	۱/۰۱۲ ± ۰/۰۰۵۷	۱/۰۱۷ ± ۰/۰۰۴۳	۱/۰۱۷ ± ۰/۰۱۴۰
۸۰درجه	۰/۹۸۹ ± ۰/۰۰۰۷	۱/۰۰۱ ± ۰/۰۰۴۳	۱/۰۱۹ ± ۰/۰۰۵۹	۱/۰۲۱ ± ۰/۰۰۴۳	۱/۰۱۸ ± ۰/۰۱۳۴
۹۰ درجه	۱/۰۰۰± ۰/۰۰۰۷	۱/۰۰۰± ۰/۰۰۴۳	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۰۴۵	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۰۴۲	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۱۳۵

مقایسه نتایج حاصل از فانتوم بافت نرم و آب:

همانطور که در نمودار ۳ مشاهده می‌شود روند تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم با مقادیر حاصل از تجربه در آب و شبیه‌سازی در فانتوم آب همخوانی دارد. خطای محاسبات در تجربه ۵ درصد گزارش شده است که میزان آن با استفاده از شبیه‌سازی تا فاصله cm ۱ کمتر از ۲ درصد و تا فاصله cm ۶ کمتر از ۴ درصد می‌باشد. برای نشان دادن اختلاف بهتر بین مقادیر تابع دز شعاعی به دست آمده در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت نرم، کمیات

$$C_1=\frac{g(r)_W-g(r)_T}{g(r)_W}\times 100 \quad \text{و} \quad C_2=\frac{g(r)_W-g(r)_T}{g(r)_W}\times 100$$

را معرفی کرده 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 بافت نرم نسبت به فانتوم آب بر حسب درصد می‌باشد. در نمودار ۳ اختلاف نسبی بین این دو حالت مشاهده می‌شود.



شکل ۷: نمودار اختلاف نسبی تابع دز شعاعی محاسبه شده در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت نرم برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

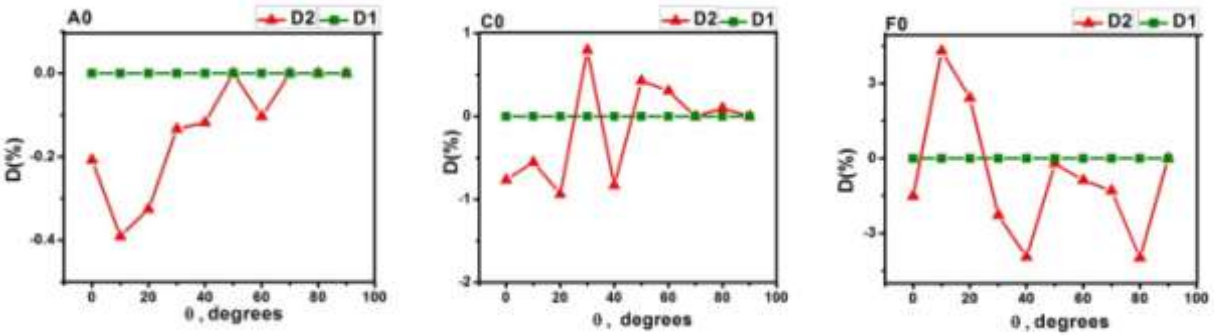
در هریک از نمودارهای ۴ روند تابع ناهمسان‌گردی حاصل از شبیه‌سازی در فانتوم بافت نرم با نتایج حاصل از شبیه‌سازی در فانتوم آب و تجربه در آب همخوانی دارد. خطای گزارش شده در اندازه‌گیری تجربی توسط Wallace - &Fan (۹)، ۵ درصد گزارش شده و میزان آن در شبیه‌سازی‌ها تا فاصله cm ۳ کمتر از ۲ درصد و تا فاصله cm ۵ کمتر از ۴ درصد می‌باشد. برای نشان دادن بهتر تغییرات این تابع در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت نرم کمیات

$$D_1=\frac{F(r,\theta)_W-F(r,\theta)_W}{F(r,\theta)_W}\times 100 \qquad D_2=\frac{F(r,\theta)_W-F(r,\theta)_T}{F(r,\theta)_W}\times 100$$

را معرفی می‌کنیم که در آن D_1 و D_2 اختلاف نسبی مقادیر اندازه‌گیری شده در فانتوم آب و بافت را نسبت به آب بر حسب درصد بیان می‌کند. در نمودارهای شکل(۸) اختلاف نسبی مقادیر اندازه‌گیری شده در فانتوم آب و بافت نرم نشان داده شده است.

جدول ۶: اختلاف نسبی تابع دز شعاعی بافت نسبت به آب بر حسب درصد

r(cm)	$C_2=\frac{g(r)_W-g(r)_T}{g(r)_W}\times100$
۰/۵	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۰۰۸
۰/۷۵	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۰۳۲
۱/۰	٪ ۰ /۰۰ ± ۰/۰۰۰۹
۱/۵	٪ ۰/۷۷۲ ± ۰/۰۰۳۳
۲/۰	٪ ۱/۳۵ ± ۰/۰۱۲۱
۲/۵	٪ ۱/۵۲ ± ۰/۰۴۲۷
۳/۰	٪ ۱/۸۳ ± ۰/۰۲۰۲
۳/۵	٪ ۲/۰۲ ± ۰/۰۴۰۹
۴/۰	٪ ۲/۱۶ ± ۰/۱۳۸۵
۴/۵	٪ ۲/۱۶ ± ۰/۴۰۶۰
۵/۰	٪ ۱/۹۲ ± ۱/۱۵۸۰
۶/۰	٪ ۳/۵۷ ± ۷/۲۸۱



نمودار ۶: نمودارهای A_0 , C_0 , F_0 به ترتیب اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب نسبت به بافت نرم در فاصله‌های ۱، ۳ و ۵ سانتی‌متری از چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

جدول ۷: اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی بافت نرم نسبت به آب بر حسب درصد $D_2=\frac{F(r,\theta)_W-F(r,\theta)_T}{F(r,\theta)_W}\times100$

	۱ cm	۲ cm	۳ cm	۴ cm	۵ cm
صفر درجه	٪ ۰/۲۱ ± ۰/۰۰۲۴	٪ ۰/۰۴ ± ۰/۰۱۲۶	٪ ۰/۷۶ ± ۰/۰۲۲۲	٪ ۰/۳۸ ± ۰/۰۴۷۵	٪ ۱/۵۱ ± ۰/۰۶۶۷
۱۰ درجه	٪ ۰/۳۹ ± ۰/۰۰۲۷	٪ ۰/۳۷ ± ۰/۰۱۱۵	٪ ۰/۵۵ ± ۰/۰۲۷۳	٪ ۰/۷۵ ± ۰/۰۴۶۲	٪ ۴/۳۰ ± ۰/۰۶۲۹
۲۰ درجه	٪ ۰/۳۳ ± ۰/۰۰۱۹	٪ ۰/۶۴ ± ۰/۰۱۰۰	٪ ۰/۹۴ ± ۰/۰۲۰۹	٪ ۳/۵۷ ± ۰/۰۲۸۹	٪ ۲/۴۲ ± ۰/۰۴۳۳
۳۰ درجه	٪ ۰/۱۳ ± ۰/۰۰۱۳	٪ ۰/۱۴ ± ۰/۰۰۹۳	٪ ۰/۸۰ ± ۰/۰۱۱۷	٪ ۱/۵۰ ± ۰/۰۲۴۱	٪ ۲/۳۰ ± ۰/۰۳۵۲
۴۰ درجه	٪ ۰/۱۲ ± ۰/۰۰۱۲	٪ ۰/۱۲ ± ۰/۰۰۷۳	٪ ۰/۸۳ ± ۰/۰۰۶۰	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۱۲۲	٪ ۳/۹۵ ± ۰/۰۲۶۳
۵۰ درجه	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۰۱۰	٪ ۰/۳۳ ± ۰/۰۰۶۶	٪ ۰/۴۳ ± ۰/۰۰۹۰	٪ ۱/۴۱ ± ۰/۰۱۵۲	٪ ۰/۲۱ ± ۰/۰۲۱۶
۶۰ درجه	٪ ۰/۱۰ ± ۰/۰۰۰۹	٪ ۰/۲۰ ± ۰/۰۰۶۴	٪ ۰/۳۱ ± ۰/۰۰۶۹	٪ ۰/۸۵ ± ۰/۰۱۵۲	٪ ۰/۸۷ ± ۰/۰۲۲۴
۷۰ درجه	٪ ۲/۰۳ ± ۰/۰۰۱۰	٪ ۱/۳۱ ± ۰/۰۰۶۲	٪ ۰/۳۰ ± ۰/۰۰۷۹	٪ ۳/۴۶ ± ۰/۰۲۷۵	٪ ۴/۸۵ ± ۰/۰۲۲۷
۸۰درجه	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۰۱۰	٪ ۰/۰۲ ± ۰/۰۰۶۱	٪ ۱/۸۶ ± ۰/۰۰۸۰	٪ ۱/ ۹۰ ± ۰/۰۱۳۲	٪ ۴/۹۶ ± ۰/۰۲۰۰
۹۰ درجه	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۰۵۹	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۰۶۲	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۰۶۴	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۱۳۶	٪ ۰/۰۰ ± ۰/۰۱۹۴

ثابت نرخ دز:

بعد از محاسبه دز جذبی در نقطه مرجع و شدت کرمای هوا مقدار این پارامتر با استفاده از فرمول(۶) محاسبه شده و با مقادیر به دست آمده توسط دیگران در جدول (۸) مقایسه شده است.

جدول ۸: مقادیر ثابت نرخ دز محاسبه شده و اندازه‌گیری شده با استفاده از روش‌های مختلف برای چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd

Λ ($cGyh^{-} 1U^{-1}$)	محیط	روش
۰/۶۸۰ ± ٪ ۵	آب	(Wallace and Fan) دزیمتری ترمولومینسانس [۹]
۰/۶۹۳ ± ٪۵/۷	آب	(Li et al) دزیمتری دیودی [۱۳]
۰/۶۷۷ ± ٪۲	آب	(Li et al) شبیه‌سازی مونت‌کارلو [۱۳]
۰/۶۸۲ ± ٪ ۲	آب	MCNP4C در این کار
۰/۶۹۳ ± ٪ ۲	بافت نرم	MCNP4C در این کار

بحث

برای تعین روند کلی تابع دز شعاعی طبق آن چه که در پروتکل TG-43U1 بیان شده است بعد از برازش آن، تابع مورد نظر از یک تابع چند جمله‌ای پیروی می‌کند که این تابع برای فانتوم آب برابر با:

$$g(r) = 1.50645 - 049356\, r - 0.05408\, r^2 + 0.05223\, r^3 - 0.0093\, r^4 + 5.43081e^{-4}\, r^5 \quad (۷)$$

است که R-Square آن بسیار نزدیک به واحد و حدود ۰/۹۹۹۹۶ می‌باشد. تابع دز شعاعی مربوط به فانتوم بافت نرم نیز از تابع زیر پیروی می‌کند.

$$g(r) = 1.50874 - 0.50758\, r - 0.03325\, r^2 + 0.04316\, r^3 - 0.00773\, r^4 + 4.4794e^{-4}\, r^5 \quad (۸)$$

R-Square، حاصل از این برازش ۰/۹۹۹۹۵ می‌باشد.

مقایسه نتایج به دست آمده مربوط به تابع دز شعاعی در فانتوم آب با استفاده از کد MCNP4C(با خطای کمتر از ۴ درصد) و مقادیر اندازه گیری شده این تابع با استفاده از این کد توسط Li و همکاران(۱۳) و محاسبات مونت کارلو توسط Rivard و همکاران(۱۴) تطابق خوبی را با هم نشان می‌دهند که این مقایسه نسبت به مقادیر تجربی اندازه گرفته شده توسط Wallace & Fan (با خطای ۵ درصد)(۹)، می‌باشد.

همچنین نتایج مربوط به این تابع در فانتوم بافت نرم با استفاده از کد MCNP4C همخوانی خوبی با نتایج مربوط به مقادیر تجربی اندازه‌گیری شده توسط Wallace & Fan در تجربه Li و همکاران(۱۳) و Rivard و همکاران(۱۴) با استفاده از کد MCNP و شبیه‌سازی مونت کارلو دارد.

خطاهای اندازه‌گیری در تجربه ۵ درصد گزارش شده است که میزان آن در فواصل نزدیک به چشمه به دلیل پیچیدگی‌های محاسبات نسبت به فواصل دورتر بیشتر است(۹). تفاوت نسبی تابع دز شعاعی به دست آمده در فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب تا فاصله cm ۱ کمتر از ۲ درصد و تا فاصله cm ۶ کمتر از ۴ درصد می‌باشد. در نمودارهای مربوط به تابع دز شعاعی در فانتوم آب و بافت نرم همان‌طور که نشان داده شده است به علت تقارن چشمه بر روی محور عرضی، تابع دز شعاعی بیانی از بیشترین مقدار دز رسیده نسبت به نقطه اندازه‌گیری دارد. در واقع در این راستا می‌توان به بهره بالایی از میزان دز دریافتی دست یافت. همان‌طور که نمودار مربوط به این تابع نشان می‌دهد هر چه فاصله از مرکز تقارن چشمه بیشتر شود، می‌توان افت دز در اثر پدیده‌های تضعیف فوتونی در محیطی که بیشتر در اثر پدیده فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون می‌باشد

مشاهده کرد. با نفوذ در عمق از شدت فوتون‌ها کم شده که منجر به کم شدن تعداد برخوردها می‌شود از این رو تعداد انتقال‌های انرژی به ماده توسط الکترون‌ها کم شده و دز جذبی کاهش می‌یابد و بدین ترتیب در فاصله‌های دورتر، انرژی کمتری به جا می‌گذارد. از آن‌جا که چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd، چشمه‌ای با فوتون‌های کم انرژی می‌باشد، عمق نفوذ آن بالا نیست و انرژی آن در فاصله‌های نزدیکتری نسبت به چشمه افت می‌کند بنابراین با قرار دادن چشمه در نزدیکی تومور می‌توان به بازده بالایی برای کشتن سلول‌های سرطانی بدون این‌که کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف آن بزند دست یافت. در نمودار ۵، اختلاف نسبی استفاده از فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب به چگالی الکترونی محیط و فاصله از مرکز چشمه بستگی دارد، به طوری‌که با افزایش فاصله مقدار C از صفر تا ۴ درصد در فاصله cm ۶ تغییر می‌کند. به این ترتیب می‌توان پی به اثرگذاری نوع ماده(آب یا بافت نرم) در فواصل دورتر از چشمه رسید.

تابع ناهمسان‌گردی، بیانی از تغییرات دز به دلیل توزیع ماده رادیو اکتیویته بر روی کره‌های چشمه، اثرات خود جذبی درون چشمه، انحنای کپسول، ضخامت ماده تشکیل دهنده آن و محیط اطراف چشمه می‌باشد. این تابع به صورت کسر نرمالیزه شده دز جذبی به زاویه مرجع نسبت به کسر نرمالیزه شده تابع هندسی در همان نقطه می‌باشد، به عبارتی میزان شار خروجی از چشمه با وجود ماده را نسبت به حالتی که ماده وجود ندارد می‌سنجد. بنابراین زمانی که ماده حضور نداشته باشد انتظار می‌رود این تابع برابر ۱ شود. از نمودارهای رسم شده برای تابع ناهمسان‌گردی در فانتوم آب و فانتوم بافت نرم مشاهده می‌شود با نزدیک شدن به زاویه ۹۰ درجه به علت تقارن چشمه، پرتوهای بیشتری به نقاط مورد نظر می‌رسند و همچنین ضخامت کپسول نسبت به محور طولی کمتر بوده در نتیجه میزان شار رسیده به نقاط مورد نظر بیشتر می‌شود و در نهایت دز جذبی افزایش می‌یابد.

مقادیر محاسبه شده این تابع با مقادیر اندازه گرفته شده در تجربه با خطای ۵ درصد توسط Wallace & Fan (۹) و همچنین با مقادیر به دست آمده با استفاده از کد MCNP توسط و همکارانLi(۱۳) و محاسبات مونت کارلو توسط Rivard و همکاران(۱۴) که در محاسباتمان نیز زیر ۴ درصد بوده است اتطابق خوبی را با هم نشان می‌دهند.

در نمودارهای ۶ بیشینه اختلاف نسبی در استفاده از فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب، در زوایای زیر ۲۰ درجه مشاهده می‌گردد که در نتیجه 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 نرم و آب،که در نهایت موجب تفاوت در دز جذبی در این دو محیط می‌شود. در محاسبات ثابت نرخ دز در فانتوم آب و بافت نرم از رابطه(۶) استفاده نموده‌ایم. مقدار این پارامتر در فانتوم آب ۲ ٪ ± ۰/۶۸۲ می‌باشد که با مقایسه با مقادیر به دست آمده توسط Li و همکاران با استفاده از دزیمتری دیودی ۵/۷٪ ± ۰/۶۹۳ (۱۳)، مقادیر اندازه‌گیری شده با استفاده از کد MCNP توسط Li و همکاران(۲٪ ± ۰/۶۷۷) (۱۳) مقادیر محاسبه شده توسط Rivard با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو(۵٪ ± ۰/۶۷۲) (۱۴) و اندازه‌گیری در تجربه توسط Wallace & Fan (۵ ٪ ± ۰/۶۸۰) تطابق خوبی دارد(۹). از طرفی هر یک از پارامترهای شدت گرمای هوا و آهنگ دز در نقطه مرجع در اندازه‌گیری ثابت نرخ دز موثر است، بنابراین در محاسبه این پارامتر در فانتوم بافت نرم آهنگ دز جذب شده در نقطه مرجع تغییر کرده و مقدار این پارامتر در فانتوم بافت نرم ۲٪ ± ۰/۶۹۳ به دست می‌آید که نسبت به مقدار محاسبه شده در فانتوم آب بزرگتر است و علت آن به بیشتر بودن چگالی الکترونی بافت نرم نسبت به آب بستگی دارد که باعث افزایش دز جذبی بافت نرم در نقطه مرجع شده است.

با توجه به نتایج حاصل از شبیه‌سازی و مطالب ذکر شده به علت نزدیکی چگالی بافت نرم نسبت به آب اختلاف نسبی پارامترهای تابع دز شعاعی و تابع ناهمسان‌گردی بافت نسبت به آب تقریباً ۴ درصد می‌باشد که نشان دهنده تطابق خوب نتایج حاصل از فانتوم آب و فانتوم بافت نرم با خطای ۴ درصدی دارد(۶).

نتیجه‌گیری

با توجه به این‌که اجزای بدن از بافت‌های مختلف با درصد عناصر و ترکیبات متفاوت تشکیل شده است، برای رسیدن به درمان با نتیجه مطلوب آگاهی از تفاوت دز رسیده به اجزای مختلف بدن از اهمیت زیادی برخوردار است. لذا قبل از انجام درمان کلینیکی باید از میزان بیشترین دز رسیده به بافت آسیب دیده به طوری‌که بافت‌های سالم مجاور کمترین دز را دریافت کنند به علت اهمیت ویژه آن، مطلع شد. برای دست‌یابی به این هدف در این مطالعه از کد شبیه‌سازی مونت کارلو MCNP4C استفاده کرده‌ایم و طبق پرتکل TG-43U1 شبیه‌سازی‌ها در محیط آب انجام شد.

در نهایت می‌توان گفت در این پژوهش با مقایسه فانتوم آب با فانتوم بافت نرم و به دست آوردن اختلاف نسبی نتایج در این دو وضعیت می‌توان از فانتوم آب به جای بافت نرم با خطای زیر ۴ درصد استفاده نمود. این خطا با افزایش فاصله از چشمه افزایش می‌یابد به طوری که در فاصله cm ۶ به ۴ درصد می‌رسد. لذا می‌توان نتایج حاصل از آب را با اصلاح ۴ درصدی به جای بافت نرم مورد استفاده قرار داد. همچنین مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها با نتایج تجربی که در مرجع(۶) آورده شده است نشان دهنده تطابق بسیار خوبی بین نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده با واقعیت دارد، بنابراین می‌توان در کاربردهای عملی از نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها بهره جست تا به بیشترین میزان اثر بخشی درمان برای بیماران مبتلا به تومورهای بدخیم دست یافت.

References:

1- Alallak NA, Sarhan SS. ***Factors Affecting Gamma Ray Transmission.*** Jordan J Physics 2012; 5(2): 77-88.

2- Shahrabi M, Tavakoli-Anbaran H. ***Calculating dosimetry parameters in brachytherapy using the continuous beta spectrum of Sm-153 in the Monte Carlo simulation approach.*** European Physical J Plus 2015; 130(2): 1-8.

3- Williamson JF, Thomadson BR, Nath R. ***Brachytherapy physics.*** Madison, Wisconsin: Med Physics Publ; 1995.

4- Charles J. ***Applications of Monte Carlo Methodes in Biolog medicine and other fields of science.*** Intech; 2011.

5- Briesmesmeister JF. ***MCNP-A general Monte Carlo N-particle transport code, Version 4C.*** Los Alamos National laboratory. Los Alamos, Nm: 2000.

6- Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigoni AS. ***Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43.*** American AssoPhysicists in Med Med Phys 1995; 1(2): 4.

7- Rivard MJ, Butler WM, DeWerd LA, Huq MS, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. ***Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report.*** Med Phys 2007; 34(6): 2187-2205.

8- Rivard MJ. ***A discretized approach to determining TG-43 brachytherapy dosimetry parameters: case study using Monte Carlo calculations for the MED3633 source.*** Appl Radiate Isot 2001; 55(6): 775-82.

9- Wallace RE, Fan JJ. ***Dosimetric characterization of new design ^{103}Pd brachytherapy source.*** Med, Phys 1999; 26(11): 2456-70.

10- Li Z, Pallta RJ, Fan JJ. ***Monte carlo calculation experimental measarements of dosimetry parameters of a new ^{103}Pd source.*** Med, Phys. 2000; 27(5): 1108-13.

11- Boone JM. ***Glandular breast dose for monoenergetic and highfrequency Xray beams: Monte Carlo assessment.*** Radiology 1999; 213(1): 23-37.

12- Jarrett JM. ***Experimental method development for direct dosimetry of permanent interstitial prostatebrachytherapy implants.*** Southeastern Louisiana 2005.

13- Zuofeng Li, Jatinder R, Pallta, JJ Fan. ***Monte Carlo calculation experimental measarements of dosimetry parameters of a new ^{103}Pd source.*** Med. Phys 2000; 27: 1108.

14- Rivard MJ. ***A discretized approach to determining T-43 brachytherapy dosimetry parameters: case study using Monte Carlo calculations for the MED3633 ^{103}Pd source.*** Applide Radiation and Isotopes 2001; 55: 775-82.

Calculating Error Percentage in Using Water Phantom Instead of Soft Tissue Concerning ^{103}Pd Brachytherapy Source Distribution via Monte Carlo Method

Ahmadi OL(MSc)[1], Tavakoli-Anbaran H(PhD)[*2]

[1,2] Department of Physics, Faculty of Physics, Shahrood University of Tecnology, Shahrood, Iran

Received: 8 May 2014 ***Accepted:*** 12 Nov 2015

Abstract

Introduction: ^{103}Pd is a low energy source, which is used in brachytherapy. According to the standards of American Association of Physicists in Medicine, dosimetric parameters determination of brachytherapy sources before the clinical application was considered significantly important. Therfore, the present study aimed to compare the dosimetric parameters of the target source using the water phantom and soft tissue.

Methods: According to the TG-43U1 protocol, the dosimetric parameters were compared around the ^{103}Pd source in regard with water phantom with the density of 0.998 gr/cm^3 and the soft tissue with the density of 1.04 gr/cm^3 on the longitudinal and transverse axes using the MCNP4C code and the relative differences were compared between the both conditions.

Results: The simulation results indicated that the dosimetric parameters depended on the radial dose function and the anisotropy function in the application of the water phantom instead of soft tissue up to a distance of 1.5 cm, between which a good consistency was observed. With increasing the distance, the difference increased, so as within 6 cm from the source, this difference increased to 4%.

Conclusions: The results of the soft tissue phantom compared with those of the water phantom indicated 4% relative difference at a distance of 6 cm from the source. Therefore, the results of the water phantom with a maximum error of 4% can be used in practical applications instead of soft tissue. Moreover, the amount of differences obtained in each distance regarding using the soft tissue phantom could be corrected.

Keywords: Brachytherapy; Water Phantom; Soft Tissue Phantom; MCNP Code; ^{103} Pd

This paper should be cited as:

Ahmadi OL, Tavakoli Anbaran H. ***Calculating error percentage in using water phantom instead of soft tissue concerning ^{103}pd brachytherapy source distribution via monte carlo method.*** J Shahid Sadoughi Univ Med Sci 2015; 23(9): 806-18.

Corresponding author: Tel: +982332395270 , Email: tavakoli-anbaran@shahroodut.ac.ir