

تخمین پارامترهای دزیمتری کپسول براکی تراپی I-125 مدل ۶۷۱۱ با استفاده از کد GATE 8.1

زینب فردی و پیوند طاهرپرور*

گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه گیلان، رشت، گیلان، ایران.

*گیلان، رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، کدپستی: ۴۱۹۳۸-۳۳۶۹۷

پست الکترونیکی: p.taheerparvar@guilan.ac.ir

چکیده

براکی تراپی نوع خاصی از پرتودرمانی است که در آن چشمه پرتوزا در داخل بدن بیمار و در نزدیکی (و یا در داخل) تومور قرار می‌گیرد. در این بین، تعیین توزیع دز پیرامون چشمه‌های مورد استفاده در براکی تراپی برای اهداف طراحی درمان بسیار با اهمیت است. در این تحقیق، پارامترهای دزیمتری توصیه شده توسط پروتکل TG43-U1، AAPM، نظیر ثابت آهنگ دز، تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی چشمه براکی تراپی I-125 Amersham Health مدل ۶۷۱۱ با استفاده از کد شبیه‌سازی مونت کارلو GATE در فانتوم آب محاسبه و اعتبارسنجی شده است، و در ادامه، با توجه به ساختار متفاوت بافت‌های مختلف بدن نسبت به فانتوم آب، نتایج مربوط به محاسبات دزیمتری، به بافت‌های چربی، سینه، ریه، دو نوع بافت نرم و ماهیچه تعمیم داده شد. شبیه‌سازی‌ها نشان‌دهنده تفاوت محسوس دز جذبی در برخی از بافت‌ها، نسبت به فانتوم آب (که توسط پروتکل استاندارد AAPM، TG43-U1 پیشنهاد می‌شود) است، به طوری که تغییرات مربوط به تابع دز شعاعی در بافت چربی در فاصله ۵ cm از مرکز چشمه به ۶۸٪ نیز خواهد رسید. نتایج به دست آمده بیانگر آن است که پارامترهای دزیمتری چشمه براکی تراپی I-125 را می‌توان، علی‌رغم انرژی تابشی پایین و تغییرات شدید دز با افزایش فاصله از مرکز چشمه، با استفاده از کد GATE و فهرست فیزیکی مناسب محاسبه کرده و در راستای توسعه نرم‌افزارهای طراحی درمان براکی تراپی مورد استفاده قرار داد.

کلیدواژگان: براکی تراپی، چشمه I-125، دزیمتری، کد GATE، پروتکل TG43-U1.

۱. مقدمه

تحویل حداکثر دز به تومور، از مزایای اصلی استفاده از این روش گرفته که همین امر سبب دریافت تابش‌گیری ناخواسته توسط سایر اندام‌های سالم می‌شود اما در روش‌های رادیوتراپی داخلی (براکی تراپی) با متمرکز شدن پرتوهای یونیزان بر روی تومور، از پرتوگیری بافت سالم تا حد زیادی کاسته می‌شود. کاهش دز رسیده به قسمت‌های سالم بافت تحت درمان و

تحویل حداکثر دز به تومور، از مزایای اصلی استفاده از این روش گرفته که همین امر سبب دریافت تابش‌گیری ناخواسته توسط سایر اندام‌های سالم می‌شود اما در روش‌های رادیوتراپی داخلی (براکی تراپی) با متمرکز شدن پرتوهای یونیزان بر روی تومور، از پرتوگیری بافت سالم تا حد زیادی کاسته می‌شود. کاهش دز رسیده به قسمت‌های سالم بافت تحت درمان و

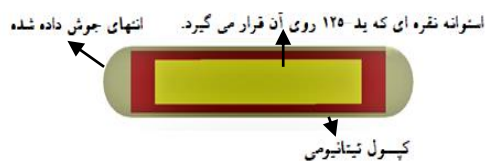
به صورت معمول در براکی تراپی، چشمه (چشمه‌های) پرتوزای گسیلنده بتا و یا (در بیشتر موارد) گاما به صورت جامد و به شکل دانه‌ای، سوزن و یا کپسول در نزدیکی حجم

گرفت و میزان اختلاف حاصله در محاسبه دز، نسبت به فانتوم آب ارائه شده است.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. مشخصات چشمه

کپسول پرتوزای براکی‌تراپی مدل ۶۷۱۱ شبیه‌سازی شده در این مطالعه از جنس تیتانیوم با قطرهای داخلی و خارجی به ترتیب ۰/۷ mm و ۰/۸ mm و ضخامت ۰/۴ mm در دو انتهای کپسول است. قسمت فعال چشمه استوانه‌ای از جنس نقره با چگالی $10/49 \text{ gr/cm}^3$ و طول ۳ mm و شعاع ۰/۲۵ mm می‌باشد. بر روی این استوانه I-125 به ضخامت یک میکرومتر قرار گرفته است [۴]. در شکل ۱ کپسول شبیه‌سازی شده توسط کد GATE به نمایش در آمده است.



شکل (۱): کپسول شبیه‌سازی شده توسط کد GATE 8.1.

طیف انرژی فوتون I-125 که در شبیه‌سازی‌ها مورد استفاده قرار گرفت، مطابق دستورالعمل TG43-U1 می‌باشد [۴] که در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول (۱): طیف چشمه I-125 بر طبق دستورالعمل TG43-U1 [۴].

انرژی فوتون (keV)	تعداد فوتون در هر واپاشی
۲۷/۲۰۲	۰/۴۰۶۰
۲۷/۴۷۲	۰/۷۵۷۰
۳۰/۹۸۰	۰/۲۰۲۰
۳۱/۷۱۰	۰/۰۴۳۹
۳۵/۴۹۲	۰/۰۶۶۸

هدف یا در داخل بافت آسیب‌دیده بدن بیمار قرار می‌گیرند [۱-۳]. یکی از پرکاربردترین رادیوایزوتوپ‌های مورد استفاده در براکی‌تراپی I-125 می‌باشد. این رادیوایزوتوپ یک گسیلنده گاما با نیمه عمر ۵۹/۴۳۱ روز می‌باشد که دز ناشی از آن در فواصل زیاد از چشمه به شدت کاهش پیدا می‌کند، بنابراین به عنوان یک ایزوتوپ مناسب در میان چشمه‌های براکی‌تراپی محسوب می‌شود و کاربردهای ویژه‌ای در درمان افراد مبتلا به سرطان‌های سر و گردن، سینه، سرویکس، پروستات، کیسه صفرا، مری، چشم، ریه و ... یافته است [۳].

به منظور شناسایی دقیق چشمه‌های براکی‌تراپی پیش از کاربرد بالینی آنها، بهره‌گیری از محاسبات دزیمتری با دقت زیاد بر اساس پروتکل‌های استاندارد بسیار ضروری است. از این رو، انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) کار گروه ویژه‌ای تحت عنوان TG43-U1 را به منظور بررسی و تعیین پارامترهای مورد نیاز برای چشمه‌های پرتوزای مورد استفاده در براکی‌تراپی تشکیل داده است [۴]. از آنجایی که استفاده از روش‌های تجربی برای محاسبه توزیع دز چشمه‌های براکی‌تراپی با محدودیت‌های فراوانی روبه‌رو است بنابراین یکی از روش‌های کارآمد برای محاسبه این پارامترها (و مورد تأیید AAPM) محاسبه توزیع دز در محیط آب با استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو می‌باشد [۱، ۴].

با توجه به موارد یاد شده، در این مقاله ابتدا به ارزیابی و تعیین پارامترهای دزیمتری چشمه I-125 مدل ۶۷۱۱ در فانتوم آب به کمک کد مونت‌کارلو GATE، پرداخته شده است و نتایج به دست آمده با نتایج حاصل از سایر پژوهش‌ها در این زمینه مقایسه شد. در ادامه به منظور بررسی پارامتر تابع دز شعاعی در بافت‌های مختلف، شبیه‌سازی‌های مربوط به این پارامتر در بافت‌های ماهیچه، چربی، ریه، سینه، بافت نرم (با ۴ عنصر سازنده) و بافت نرم (با ۹ عنصر سازنده) انجام

۲.۲. پارامترهای دزیمتری

در نقطه مرجع و $G(r, \theta_0)$ تابع هندسه در فاصله r و زاویه 90° درجه می‌باشد [۴]. تابع هندسه برای چشمه خطی از روابط زیر به دست می‌آید:

$$G(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta}, \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - \frac{L^2}{4})^{-1}, \theta = 0^\circ \end{cases} \quad (۴)$$

که در آن L طول فعال چشمه و r فاصله از مرکز چشمه می‌باشد و زاویه β نیز در شکل ۲ به نمایش درآمده است [۴]. پارامتری دیگر در ارزیابی چشمه، تابع ناهمسانگردی است که بیانگر آثار پراکندگی و جذب فوتون‌ها در آب در اطراف چشمه است و با معادله ۵ بیان می‌شود [۶].

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (۵)$$

که در آن $\dot{D}(r, \theta)$ و $G(r, \theta)$ به ترتیب، آهنگ دز و تابع هندسه در فاصله r و زوایای مختلف از مرکز چشمه می‌باشند [۴].

۳.۲. روش شبیه‌سازی

شبیه‌سازی‌های انجام گرفته با استفاده از کد مونت‌کارلو GATE نسخه ۸/۱ انجام شده است. کد GATE یکی از قدرتمندترین ابزارهای شبیه‌سازی در زمینه پزشکی هسته‌ای به کمک روش مونت‌کارلو است که کاربردهای ویژه‌ای در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای [۷] و نیز پرتودرمانی [۳] یافته است. در این ابزار پس از ساخت هندسه، چشمه و بخش‌های مختلف دیگر، تعریف فرآیندهای فیزیکی برای برهمکنش ذرات مختلف باید مورد استفاده قرار گیرد. در این پژوهش از مدل فیزیکی Emstandard استفاده شد (که یک فهرست فیزیکی استاندارد برای برهمکنش‌های الکترومغناطیسی محسوب می‌شود [۸]). با تعداد تاریخچه در نظر گرفته شده 5×10^8 ، میزان بیشینه خطای آماری محاسبه شده برای دز که

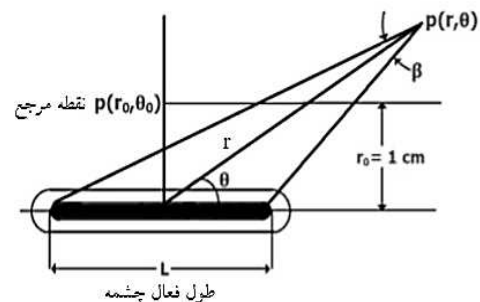
طبق توصیه‌های TG43-U1 [۴] ثابت آهنگ دز، به صورت نسبت آهنگ دز در فاصله یک سانتی‌متری روی محور عمود بر چشمه (که نقطه مرجع نام دارد) به قدرت گرمای هوا، تعریف می‌شود:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (۱)$$

در رابطه فوق S_k قدرت گرمای هواست که معیاری از شدت چشمه براکی تراپی است و به صورت حاصل ضرب آهنگ گرمای هوا در مجذور فاصله از مرکز چشمه (d) تعریف می‌شود:

$$S_k = \dot{K}d^2 \quad (۲)$$

مقادیر r و θ مطابق شکل ۲ تعریف شده است.



شکل (۲): هندسه در نظر گرفته شده برای محاسبات دزیمتری [۵].

پارامتر مورد توجه دیگر در ارزیابی کنترل کیفی چشمه، تابع دز شعاعی است که بیانگر آثار جذب و پراکندگی فوتون‌ها در محیط آبی و در راستای محور عمود بر چشمه می‌باشد:

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

که در آن، $\dot{D}(r, \theta_0)$ آهنگ دز در فاصله r (فاصله از مرکز چشمه) و در زاویه 90° درجه، $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ آهنگ دز در نقطه مرجع ($r = 1\text{cm}, \theta = 90^\circ$)، $G(r_0, \theta_0)$ تابع هندسه

سازنده و بافت نرم با ۹ عنصر سازنده [۹،۱۰] با چگالی‌های به ترتیب: $1/05$ ، $0/95$ ، $1/02$ ، $1/00$ و $1/06$ محاسبه و با یکدیگر مقایسه شد. درصد وزنی و ترکیبات بافت‌های مختلف به کار رفته در این تحقیق بر اساس گزارش ۴۴ ICRU [۱۱] انتخاب شد.

۳. نتایج

در ابتدا ثابت آهنگ دز چشمه مورد نظر به صورت $0/987$ cGy/hU محاسبه شد که در مقایسه با نتایج مربوط به ریوارد و همکارانش [۴] که مقدار $0/965$ cGy/hU را به دست آوردند اختلافی قابل قبول و در حدود $2/3\%$ را نشان می‌دهد. در ادامه به ارزیابی نتایج مربوط به تابع دز شعاعی، $g(r)$ ، به کمک کد GATE، در فانتوم آب پرداخته شد (جدول ۲).

توسط خروجی کد GATE ثبت شده در حدود ۳ درصد بود. به کمک شبیه‌سازی‌های انجام شده، پارامترهای دزیمتری در فواصل مختلف از مرکز چشمه از $0/1$ cm تا 10 cm و زوایای 0 تا 90 درجه در فانتوم کروی آب با چگالی 1 gr/cm³ و به شعاع 20 cm محاسبه و با نتایج حاصل از سایر پژوهش‌ها مقایسه شد. برای محاسبه دز در اطراف چشمه مورد نظر حلقه‌هایی به ضخامت $0/4$ mm در نظر گرفته شد [۳]. از آنجایی که استفاده از محیط آب به عنوان محیط مرجع در پروتکل TG43-U1 برای تعیین پارامترهای دزیمتری کپسول‌های براکی‌تراپی، به منظور برآوردی از توزیع دز در موارد بالینی، سبب نتایج به نسبت متفاوتی می‌گردد، بنابراین برای بررسی این اختلاف به وجود آمده، تابع دز شعاعی کپسول ۶۷۱۱ علاوه بر فانتوم آب در بافت‌های ماهیچه، چربی، ریه، سینه، مغز، بافت نرم با ۴ عنصر

جدول (۲): نتایج تابع دز شعاعی در این تحقیق و مقایسه آن با سایر پژوهش‌ها.

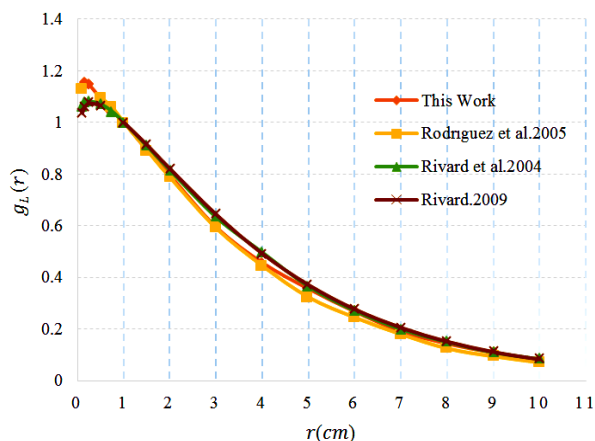
Rivard. 2009 [12]	Rivard et al. 2004 [4]	Rodriguez et al. 2005 [1]	مطالعه حاضر	فاصله از مرکز چشمه r(cm)
۱/۰۳۶	۱/۰۵۵	۱/۱۲۸۷	۱/۱۳۶	۰/۱
۱/۰۵۷	۱/۰۷۸	-	۱/۱۵۲	۰/۱۵
۱/۰۷۴	۱/۰۸۲	-	۱/۱۴۵	۰/۲۵
۱/۰۶۶	۱/۰۷۱	۱/۰۹۶۰	۱/۰۹۲	۰/۵
-	۱/۰۴۲	۱/۰۵۷۵	۱/۰۴۱	۰/۷۵
۱	۱	۱	۱	۱
۰/۹۱۳	۰/۹۰۸	۰/۸۹۲۳	۰/۸۹۲	۱/۵
۰/۸۲۰	۰/۸۱۴	۰/۷۸۶۲	۰/۷۹۴	۲
۰/۶۴۳	۰/۶۳۲	۰/۵۸۹۹	۰/۵۹۴	۳
۰/۴۹۱	۰/۴۹۶	۰/۴۴۴۳	۰/۴۵۶	۴
۰/۳۷۰	۰/۳۶۴	۰/۳۲۲۴	۰/۳۵۵	۵
۰/۲۷۶	۰/۲۷۰	۰/۲۴۴۳	۰/۲۶۷	۶
۰/۲۰۵	۰/۱۹۹	۰/۱۷۹۲	۰/۱۹۱	۷
۰/۱۵۱	۰/۱۴۹	۰/۱۲۴۴	۰/۱۴۳	۸
۰/۱۱۱	۰/۱۰۹	۰/۰۹۳۷	۰/۱۰۸	۹
۰/۰۸۲۰	۰/۰۸۳	۰/۰۷۰۲	۰/۰۷۹	۱۰

است. همان‌طور که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، توافق خوبی بین نتایج حاصل از GATE و سایر پژوهش‌های صورت گرفته در این زمینه وجود دارد. میانگین اختلاف نسبی این

همچنین به منظور اعتبارسنجی داده‌ها، مقایسه نتایج حاصل از این شبیه‌سازی‌ها با نتایج رودریگز و همکارانش [۱]، ریوارد و همکارانش [۴] و ریوارد [۱۲] در شکل ۳ نشان داده شده

ناهمسانگردی چشمه I-125 مدل ۶۷۱۱ در زوایای مختلف و در فواصل شعاعی ۰/۵، ۱، ۲، ۳، ۵ و ۷ سانتی متر محاسبه شد که نتایج حاصل از آن در جدول ۳ ارائه شده است.

پارامتر در مقایسه با داده‌های گزارش شده توسط رودریگز و همکارانش [۱]، ریوارد و همکارانش [۴] و ریوارد [۱۲] به ترتیب در حدود ۰/۵/۸، ۰/۳/۶۱ و ۰/۵/۲ می‌باشد که مطابقت خوب این نتایج را نشان می‌دهد. در ادامه تابع



شکل (۳): نمودار تابع دز شعاعی در این تحقیق و مقایسه با نتایج سایر پژوهش‌ها.

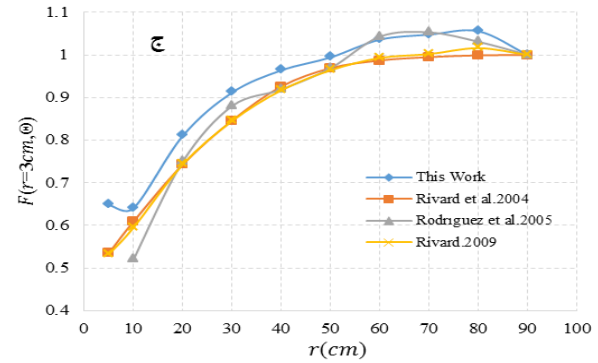
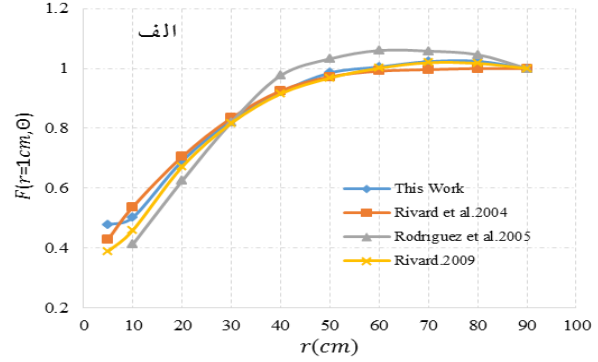
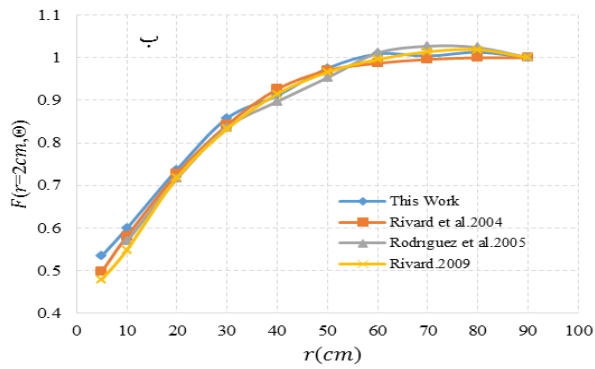
جدول (۳): تابع ناهمسانگردی محاسبه شده توسط کد GATE چشمه I-125 مدل ۶۷۱۱.

r(cm)/θ°	۰/۵	۱	۲	۳	۵	۷
۵	۰/۳۵۳	۰/۴۷۸	۰/۵۳۴	۰/۶۴۸	۰/۶۸۴	۰/۷۴۹
۱۰	۰/۴۳۸	۰/۵۰۲	۰/۵۹۹	۰/۶۴۰	۰/۷۲۰	۰/۷۳۵
۱۵	۰/۵۵۷	۰/۶۱۱	۰/۶۷۷	۰/۷۳۱	۰/۷۵۶	۰/۷۵۴
۲۰	۰/۶۵۸	۰/۶۹۰	۰/۷۳۸	۰/۷۳۸	۰/۸۲۳	۰/۸۶۲
۳۰	۰/۸۳۸	۰/۸۲۶	۰/۸۵۸	۰/۸۵۸	۰/۸۴۱	۰/۹۳۶
۴۰	۰/۹۴۵	۰/۹۲۰	۰/۹۱۱	۰/۹۶۴	۰/۹۰۵	۰/۸۹۸
۵۰	۱/۰۰۷	۰/۹۸۵	۰/۹۷۵	۰/۹۹۴	۰/۹۶۳	۱/۰۰۹
۶۰	۱/۰۲۷	۱/۰۰۵	۱/۰۰۹	۱/۰۳۶	۰/۹۴۸	۱/۰۲۴
۷۰	۱/۰۳۹	۱/۰۲۳	۱/۰۰۴	۱/۰۴۸	۰/۹۹۸	۱/۰۰۱
۸۰	۰/۹۹۸	۱/۰۲۴	۱/۰۱۳	۱/۰۵۵	۰/۹۵۳	۱/۰۰۱
۹۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

برای ۳ cm و ۰/۵/۹، ۰/۵/۵ و ۰/۵/۲ در فاصله ۵ cm از مرکز چشمه خواهد بود.

برای تعیین اختلاف به وجود آمده ناشی از استفاده از فانتوم آب به جای بافت‌های متفاوت بدن (که در موارد بالینی مورد توجه است)، در این مطالعه تابع دز شعاعی این چشمه در ۷ بافت مختلف شامل: چربی، ماهیچه، ریه، سینه، مغز، بافت نرم (با ۴ عنصر سازنده) و بافت نرم (با ۹ عنصر سازنده) مورد ارزیابی قرار گرفت و داده‌های به دست آمده با نتایج

مقایسه نتایج تابع ناهمسانگردی به دست آمده از GATE و داده‌های رودریگز و همکارانش [۱]، ریوارد و همکارانش [۴] و ریوارد [۱۲] در ۴ فاصله شعاعی ۱، ۲، ۳ و ۵ سانتی متر در شکل ۴ ارائه شده است. نتایج نشان می‌دهد که میانگین اختلاف تابع ناهمسانگردی حاصل از این مطالعه در مقایسه با نتایج رودریگز و همکارانش [۱]، ریوارد و همکارانش [۴] و ریوارد [۱۲]، به ترتیب معادل با ۰/۶/۷، ۰/۳/۲۷ و ۰/۴/۴ برای ۱ cm، ۰/۲/۳، ۰/۲/۲ و ۰/۳/۴ برای ۲ cm، ۰/۵/۷ و ۰/۷/۴ و



بافت‌های مختلف در جدول ۴ ارائه شده است.

حاصل از فانتوم آب، مقایسه شد. نتایج تابع دز شعاعی در

شکل (۴): نمودارهای مقایسه تابع ناهمسانگردی چشمه I-125 مدل ۶۷۱۱ با نتایج سایر پژوهش‌ها در فواصل الف) ۱ cm، ب) ۲ cm، ج) ۳ cm و

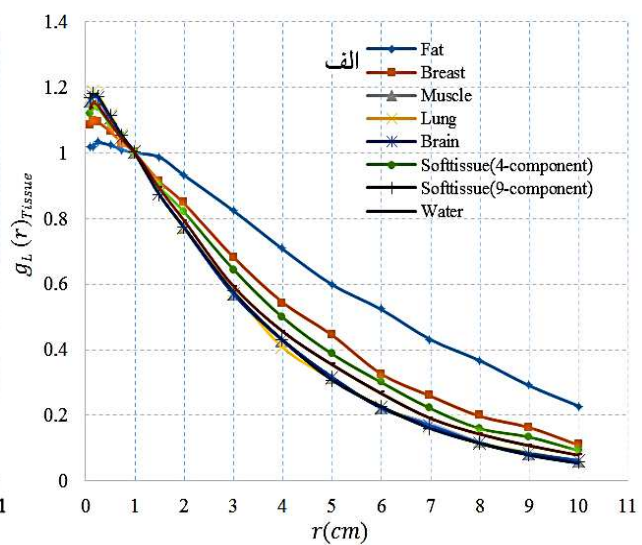
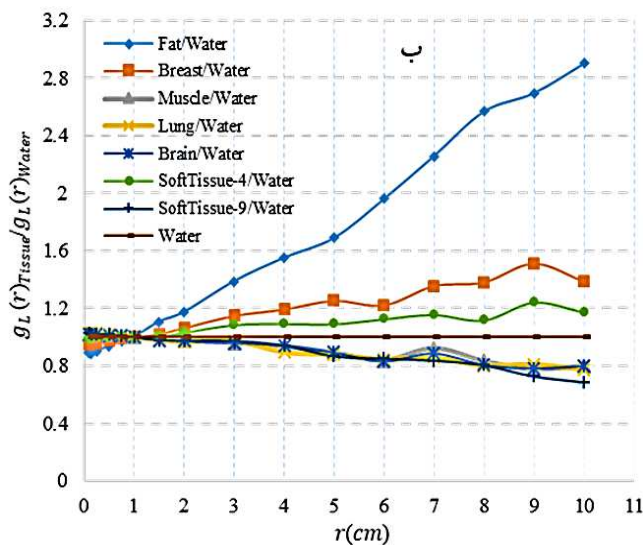
د) ۵ cm.

جدول (۴): تابع دز شعاعی محاسبه شده توسط کد GATE در بافت‌های مختلف.

r(cm)	بافت چربی	بافت ماهیچه	بافت نرم (۹ عنصر سازنده)	بافت نرم (۴ عنصر سازنده)	بافت مغز	بافت ریه	بافت سینه	فانتوم آب
۰/۱	۱/۰۱۷	۱/۱۶	۱/۱۶۶	۱/۱۲۲	۱/۱۶۰	۱/۱۶۹	۱/۰۸۲	۱/۱۳۶
۰/۱۵	۱/۰۱۹	۱/۱۲۰	۱/۱۷۹	۱/۱۴۰	۱/۱۷۲	۱/۱۸۴	۱/۰۹۸	۱/۱۵۲
۰/۲۵	۱/۰۳۱	۱/۱۱۵	۱/۱۷۲	۱/۱۳۸	۱/۱۶۶	۱/۱۷۵	۱/۰۹۵	۱/۱۴۵
۰/۵	۱/۰۲۴	۱/۱۰۹	۱/۱۱۲	۱/۰۸۸	۱/۱۰۷	۱/۱۱۴	۱/۰۶۶	۱/۰۹۲
۰/۷۵	۱/۰۱	۱/۱۰۰	۱/۰۵۱	۱/۰۵۰	۱/۰۴۵	۱/۰۵۰	۱/۰۳۰	۱/۰۴۱
۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
۱/۵	۰/۹۸۷	۰/۷۸۳	۰/۸۷۳	۰/۸۹۸	۰/۸۷۴	۰/۷۶۸	۰/۹۱۳	۰/۸۹۲
۲	۰/۹۳۲	۰/۷۷۳	۰/۷۷۴	۰/۸۲۰	۰/۷۷۳	۰/۷۷۰	۰/۸۴۶	۰/۷۹۴
۳	۰/۸۲۴	۰/۵۷۱	۰/۵۷۸	۰/۶۴۵	۰/۵۷۰	۰/۵۸۰	۰/۶۸۳	۰/۵۹۴
۴	۰/۷۰۷	۰/۴۲۷	۰/۴۲۹	۰/۴۹۹	۰/۴۳۰	۰/۴۰۸	۰/۵۴۵	۰/۴۵۶
۵	۰/۵۹۹	۰/۳۱۶	۰/۳۰۸	۰/۳۸۸	۰/۳۱۷	۰/۳۱۲	۰/۴۴۵	۰/۳۵۵
۶	۰/۵۲۳	۰/۲۲۴	۰/۲۲۷	۰/۳۰۱	۰/۲۲۲	۰/۲۲۶	۰/۳۲۷	۰/۲۶۷
۷	۰/۴۳۱	۰/۱۷۶	۰/۱۶۰	۰/۲۲۱	۰/۱۶۹	۰/۱۶۴	۰/۲۵۹	۰/۱۹۱
۸	۰/۳۶۷	۰/۱۱۹	۰/۱۱۶	۰/۱۶۰	۱۱۵	۰/۱۱۵	۰/۱۹۸	۰/۱۴۳
۹	۰/۲۹۱	۰/۰۸۴	۰/۰۷۹	۰/۱۳۴	۰/۰۸۵	۰/۰۸۸	۰/۱۶۳	۰/۱۰۸
۱۰	۰/۲۲۹	۰/۰۶۳	۰/۰۵۵	۰/۰۹۳	۰/۰۶۳	۰/۰۶۱	۰/۱۱۰	۰/۰۷۹

در فواصل نزدیک به مرکز چشمه حداکثر اختلاف $4/7\%$ خواهد بود. در فاصله ۵ cm این اختلاف به $25/4\%$ می‌رسد. اختلاف مشاهده شده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت مغز در فواصل کمتر از ۱ cm، تقریباً $2/08\%$ می‌باشد و در فاصله ۵ cm به مقدار $10/71\%$ می‌رسد. بافت نرم با ۴ اجزای سازنده در فاصله ۵ cm اختلاف $9/25\%$ را نشان می‌دهد در حالی که در بافت نرم با ۹ اجزای سازنده این اختلاف برابر با $13/24\%$ است که نشان‌دهنده تضعیف بیشتر فوتون در این بافت می‌باشد. بافت ماهیچه و ریه دارای ترکیبات و درصد وزنی نزدیک به آب می‌باشند بنابراین محاسبه تابع دز شعاعی در این بافت‌ها دستخوش تغییرات چندانی نسبت به فانتوم آب نخواهند بود.

در شکل ۵-الف به مقایسه این داده‌ها، با نتایج حاصل از فانتوم آب پرداخته‌ایم. در شکل ۵-ب نیز نسبت تابع دز شعاعی در بافت‌های چربی، ماهیچه، ریه، سینه، مغز و بافت نرم (با چگالی و عناصر سازنده متفاوت) به تابع دز شعاعی در فانتوم آب ارائه شده است. همان‌طور که در شکل ۵-ب مشاهده می‌شود، به دلیل آنکه بافت چربی دارای عناصر سازنده‌ای با درصد وزنی پایین‌تر نسبت به آب است، در فواصل کوچک‌تر از ۱ cm اختلاف نسبی بیشینه‌ای در حدود $11/5\%$ نسبت به فانتوم آب را ایجاد خواهد کرد، و با افزایش فاصله از مرکز چشمه این اختلاف نسبی به شدت افزایش می‌یابد به طوری که در فاصله ۵ cm به $68/7\%$ نیز خواهد رسید. بافت سینه دارای عناصر سازنده بیشتری نسبت به بافت ماهیچه است و اختلاف نسبی کمتری را نسبت به فانتوم آب نشان می‌دهد.



شکل (۵): الف) مقایسه تابع دز شعاعی محاسبه شده توسط کد GATE در بافت‌های چربی، سینه، ماهیچه، ریه، مغز، بافت‌های نرم و فانتوم آب. ب) نسبت تابع دز شعاعی در بافت‌های مختلف به تابع دز شعاعی در فانتوم آب.

۴. نتیجه گیری

به دلیل محدودیت‌های بسیار زیاد استفاده از روش تجربی برای تعیین دقیق پارامترهای دزیمتری کپسول‌های براکی تراپی، در این مقاله به بررسی پارامترهای دزیمتری کپسول براکی تراپی

با استفاده از روش تجربی برای تعیین دقیق پارامترهای دزیمتری کپسول‌های براکی تراپی، در این مقاله به بررسی پارامترهای دزیمتری کپسول براکی تراپی

بافت‌ها با آب اختلاف نسبی در تعیین پارامتر تابع دز شعاعی کاملاً مشهود است که این اختلاف نسبی در بافت چربی بیشتر از بافت‌های دیگر خواهد بود، زیرا بافت چربی دارای عناصر سبک‌تر با ترکیبات و درصد وزنی پایین‌تر از آب می‌باشد. به دلیل آنکه در تکنیک براکی‌تراپی هدف رساندن حداکثر دز به تومور در حالی که کمترین میزان دز به بافت‌های سالم مجاور برسد، می‌باشد، به همین دلیل در درمان تومورهایی که در مجاورت بافت‌های مختلف قرار دارند باید تصحیحات لازم برای تعیین این پارامترها در برنامه‌های طراحی درمان اعمال شود.

داده‌های پژوهش‌های دیگر تطابق بسیار خوب این نتایج را نشان می‌دهد که باتوجه به پایین بودن انرژی چشمه I-125 و تغییرات شدید دز ناشی از آن در فواصل دور از چشمه می‌توان پارامترهای دزیمتری مطرح شده توسط AAPM این چشمه براکی‌تراپی را با استفاده از این کد با دقت بالایی مدل‌سازی کرد. از طرفی، برای بررسی اختلاف نسبی میان پارامتر تابع دز شعاعی در بافت‌های مختلف و فانتوم آب به محاسبه این پارامتر در بافت‌های چربی، ماهیچه، ریه، مغز، دو بافت مختلف نرم و سینه نیز پرداخته شد و نتایج به دست آمده با حالتی که از محیط آب برای تعیین این پارامتر استفاده می‌شود، مقایسه شده است. به علت تفاوت در چگالی و ترکیبات سازنده این

۵. مراجع

- [1] A.V. Rodriguez, P.Q. Alcona, M.L. Rodriguez, F. Gutt and E. Almeida. Dosimetric parameters estimation using PENELOPE Monte Carlo simulation code: Model 6711 a 125I brachytherapy. *Appl Radiat Isot.* 63(1) (2005) 41–48.
- [2] R. Rajabi and P. Taherparvar. Monte Carlo dosimetry for a new 32P brachytherapy source using FLUKA code. *J Contemp Brachytherapy.* 11(1) (2019) 76–90.
- [3] Z. Fardi and P. Taherparvar. A Monte Carlo investigation of the dose distribution for new I-125 Low Dose Rate brachytherapy source in water and in different media. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering.* 25(1) (2018) 15–22.
- [4] M.J. Rivard, B.M. Coursey, L.A. DeWerd, W.F. Hanson, M.S. Huq, G.S. Ibbott, M.G. Mitch, R. Nath and J.F. Williamson. Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys.* 31(3) (2004) 633–674.
- [5] A.A. Molavi, A. Binesh and H. Moslehitarbar. Dose distribution and dosimetry parameters calculation of MED3633 palladium-103 source in water phantom using MCNP. *Iran J Radiat Res.* 4(1) (2006) 15–19.
- [6] K. Weaver. Anisotropy functions for I-125 and Pd-103 sources. *Med Phys.* 25(12) (1998) 2271–2278.
- [7] P. Taherparvar and A. Sadremomtaz. Development of GATE Monte Carlo simulation for a CsI pixelated gamma camera dedicated to high resolution animal SPECT. *Australas Phys Eng Sci Med.* 41(1) (2018) 31–38.
- [8] P. Papadimitroulas. Using GATE for radiation therapy applications. *Physica Medica.* 32(3) (2016) 190–191.
- [9] H. Badry, L. Oufni, H. Ouabi and H. Hirayama. A Monte Carlo investigation of the dose distribution for 60Co High Dose Rate brachytherapy source in water and in different media. *Applied Radiation and Isotopes.* 136 (2018) 104–110.
- [10] M. Ghorbani, F. Salahshour, A. Haghparast, T. Ahmadi Moghaddas and C. Knaup. Effect of tissue composition on dose distribution in brachytherapy with various photon emitting sources. *Contemp Brachytherapy.* 6(1) (2014) 54–67.
- [11] ICRU Report No. 44, Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU, Bethesda (1989).
- [12] M.J. Rivard. Monte Carlo radiation dose simulations and dosimetric comparison of the model 6711 and 9011 125I brachytherapy sources. *Med Phys.* 36(2) (2009) 486–491.