مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
دوره ۲۴، شماره ۸، آبان ۱۳۹۵
صفحه: ۶۲۹-۶۱۸

Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences
Vol. 24, No.8, Nov 2016
Pages:618-629

مطالعه توزیع دز چشمه براکی تراپی ^{103}Pd در درمان سرطان‌های مجاور با بافت‌های چربی و ماهیچه به روش مونت کارلو با استفاده از کد MCNP4C

حسین توکلی عنبران*[۱]، ام‌لیلا احمدی[۲]

چکیده

مقدمه: دزیمتری چشمه‌های براکی تراپی طبق پروتکل TG-43U1 در محیط آب اطراف چشمه انجام می‌شود. برای رسیدن به یک نتیجه مناسب درمان، استفاده از ماده آب برای همه بافت‌های بدن می‌تواند یکی از منابع خطا در رسانیدن دز صحیح به تومور مورد نظر داشته باشد؛ از این رو در این مطالعه به تعیین پارامترهای دزیمتری بافت‌های متفاوت چربی با چگالی gr/cm^3 ۰/۹۵ و ماهیچه با چگالی gr/cm^3 ۱/۰۵ پرداخته‌ایم تا با مقایسه آن‌ها با نتایج حاصل از فانتوم آب ارزیابی درستی از اختلاف به وجود آمده در نتایج نشان دهیم.

روش بررسی: شبیه‌سازی‌های لازم جهت تعیین پارامترهای دزیمتری تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی در بافت‌های چربی، ماهیچه و فانتوم آب در فواصل و زوایای مختلف با استفاده از کد MCNP4C صورت گرفته است.

نتایج: بیشترین اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در فانتوم بافت چربی نسبت به فانتوم آب در فواصل زیر ۱cm در حدود ۱۳٪ می‌باشد. با افزایش فاصله از چشمه این میزان افزایش پیدا کرده به طوری که در فاصله ۵cm از چشمه به حدود ۱۶۷٪ می‌رسد. اختلاف نسبی این پارامتر در بافت ماهیچه نسبت به آب در فاصله ۰/۵cm حدود ۳٪ و در فاصله ۵cm از چشمه در حدود ۱۶٪ است. بیشینه اختلاف نسبی پارامتر تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب به ترتیب بیش از ۲٪ و ۳٪ مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: در کاربرد کلینیکی چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd، در درمان تومورهای بدخیمی که در مجاورت بافت‌های چربی و ماهیچه قرار دارند می‌بایست تصحیحات لازم مربوط به پارامترهای دزیمتری این بافت‌ها را در برنامه‌های طراحی درمان طبق جداول ۳، ۴، ۵ و ۶ به دست آمده در این پژوهش اعمال نمود.

واژه‌های کلیدی: کد MCNP4C، فانتوم آب، بافت چربی، بافت ماهیچه، تابع دز شعاعی، تابع ناهمسانگردی

۱- استادیار، گروه فیزیک، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود
۲- دانشجوی دکتری فیزیک هسته‌ای، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود
*(نویسنده مسئول)؛ تلفن: ۰۲۳۳۲۳۹۵۲۷۰ ، پست الکترونیکی: tavakoli-anbaran@shahroodut.ac.ir
تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۲/۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۷/۱۵

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

مقدمه

امروزه از چشمه‌های گسیلنده گاما و بتا به طور گسترده در درمان تومورهای بدخیم در روش براکی‌تراپی استفاده می‌شود (۲، ۱). 103Pd چشمه گامای کم انرژی با متوسط انرژی ۲۰keV در سال ۱۹۸۶ به عنوان یک انتخاب مناسب به جای 125I مطرح شد و در درمان سرطان‌های سینه، پروستات و گردن کاربرد دارد (۳). مطالعات در جهت تعیین پارامترهای دزیمتری مدل‌های مختلف چشمه‌های براکی‌تراپی طبق توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا TG-43U1 صورت می‌گیرد (۵، ۴). در سال ۲۰۰۱ پارامترهای دزیمتری چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633 توسط ریوارد مورد بررسی قرار گرفت (۶). به منظور بهبود بخشیدن مقادیر پارامترهای دزیمتری در کاربردهای کلینیکی مطالعه‌ای در جهت تصحیح مقادیر تابع دز شعاعی چشمه براکی‌تراپی ^{125}I با استفاده از کد مونت کارلوی MCNP برای مدل‌های ۶۷۱۱ و ISC3500 در سال ۲۰۰۴ انجام شد (۷). در همین راستا توزیع دز چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633 در فانتوم آب با استفاده از کد MCNP در سال ۲۰۰۶ به دست آمد (۸). در سال ۲۰۰۷ مشخصه‌یابی پارامترهای دزیمتری چشمه ^{103}Pd مدل Iso Aid Advantage صورت گرفت (۹). همچنین مطالعه‌ای در خصوص دزیمتری پلاک‌های چشمی ^{103}Pd و ^{125}I مورد استفاده در براکی‌تراپی به روش مونت کارلو در سال ۲۰۰۸ انجام شد (۱۰). اختلاف دز جذبی در ریه با در نظر گرفتن بافت به صورت همگن و ناهمگن در سال ۲۰۱۱ با استفاده از چشمه براکی‌تراپی ^{192}Ir به روش مونت‌کارلو مورد مطالعه قرار گرفت (۱۱). تعیین پارامترهای دزیمتری طرح جدیدی از چشمه ^{103}Pd، مدل IR01 در سال ۲۰۱۲ با استفاده از روش مونت کارلو حاصل شد (۱۲). در سال ۲۰۱۴ اثر ترکیبات بافت بر توزیع دز چشمه‌های گسیلنده مختلف فوتون در براکی‌تراپی مورد مطالعه قرار گرفت (۱۳). تحقیقی جهت بررسی اثرات ناهمگنی‌های فانتوم کروی بر مشخصه‌های دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی مینیاتوری پرتو ایکس به روش مونت کارلو در سال ۲۰۱۵ انجام شد (۱۴). اخیراً بررسی‌هایی در جهت تخمین دزهای پروستات، اندام‌های مجاور آن در حین براکی‌تراپی پروستات و پرتوهای گامای پراکنده شده حاصل بر میزان دز جذبی با استفاده از کد MCNP4C صورت گرفت (۱۵). همچنین در سال ۲۰۱۶ مطالعاتی جهت مقایسه توزیع‌های دز چشمه‌های کم انرژی مختلف در براکی‌تراپی درون حفره‌ای پروستات انجام شد (۱۶). در درمان سرطان‌های اندام‌های مختلف بدن از طریق پرتودرمانی، دریافت کمترین میزان دز رسیده به بافت‌های مختلفی که در مجاورت با اندام آسیب دیده قرار دارند دارای اهمیت ویژه‌ای است. از این رو در تحقیق قبلی نشان داده‌ایم که محاسبات پارامترهای دزیمتری در فانتوم آب به جای بافت نرم دارای اختلاف نسبی حدوداً ۴٪ است که با انجام این تصحیحات می‌توان نتایج مربوط به فانتوم آب را به جای بافت نرم در طراحی برنامه درمان بکار بست (۱۷). همچنین مطالعه دیگری در بررسی اثر ناهمگنی بافت استخوان بر توزیع دز چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd مدل MED3633 به روش مونت کارلو صورت گرفت (۱۸). با توجه به آن که بافت‌های بدن انسان از درصدهای وزنی و ترکیبات و چگالی‌های متفاوتی تشکیل شده است برای رسیدن به یک نتیجه مناسب درمان، استفاده از ماده استاندارد آب برای همه بافت‌های بدن می‌تواند یکی از منابع خطا در رسانیدن دز صحیح به تومور مورد نظر داشته باشد به طوری‌که تنها با بکار بردن محیط آب در اطراف چشمه با چگالی تقریباً $1/0\ gr/cm^3$ (۱۹)، برای همه بافت‌های بدن نمی‌توان به نتیجه درستی دست یافت. از این رو در این تحقیق بر آن شدیم با تعیین توزیع دز چشمه ^{103}Pd در بافت‌های ناهمگن چربی با چگالی $0/95\ gr/cm^3$ (۱۹) و ماهیچه با چگالی $1/05\ gr/cm^3$ (۲۰) و مقایسه آن‌ها با نتایج حاصل از فانتوم آب ارزیابی درستی از اختلاف به وجود آمده در نتایج نشان دهیم. در تمامی مراحل انجام شبیه‌سازی‌ها، از کد مونت کارلوی MCNP نسخه 4C استفاده شده است.

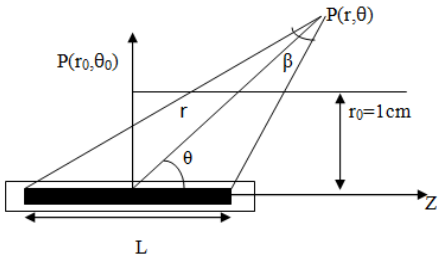
روش بررسی

محاسبه آهنگ دز جذبی در پروتکل TG-43U1 به صورت زیر است (۸).

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

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

مطابق آنچه در رابطه (۱) مشاهده می‌شود این فرمول‌بندی شامل: تابع ناهمسانگردی F(r,θ)، ثابت نرخ دز Λ، تابع هندسی G(r,θ)، تابع دز شعاعی g(r) و شدت کرمای هوا S_k است. مختصات سیستم برای محاسبات دزیمتری چشمه‌های براکی‌تراپی در شکل ۱ نشان داده شده است که در آن، r، فاصله نقطه دلخواه تا مرکز تقارن چشمه بر حسب cm، β زاویه بین ابتدا و انتهای چشمه برحسب رادیان، L طول مؤثر چشمه بر حسب cm و همچنین زاویه θ، زاویه نسبت به محور طولی چشمه بر حسب رادیان است. نقطه $P(r_0, \theta_0)$، نقطه مرجع محاسبات یعنی در زاویه ۹۰ درجه و فاصله ۱cm بر روی محور عرضی چشمه است.



شکل ۱: مختصات چشمه براکی‌تراپی برای محاسبه پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43U1 (۸).

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

$$G(r,\theta)=\begin{cases}1/r^2 & \text{چشمه نقطه‌ای}\\ \beta/LrSin\theta & \text{(۲) چشمه خطی}\end{cases}$$

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

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

$$S_k=\dot{k_\delta}(d)d^2 \quad (۵)$$

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

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

واحد ثابت نرخ دز $cGyh^{-1}U^{-1}$ می‌باشد (۸).

با در نظر گرفتن بافت‌های مختلف اطراف چشمه براکی تراپی ^{103}Pd، توزیع دز تنها به پارامترهای تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی وابسته است از این رو با تعیین این پارامترها در فانتوم بافت چربی با چگالی $0/95\ gr/cm^3$ (۱۹) و فانتوم بافت ماهیچه با چگالی $1/05\ gr/cm^3$ (۲۰)، به مقایسه آن با نتایج حاصل از این پارامترها در فانتوم آب پرداخته‌ایم. در تمام مراحل شبیه‌سازی نیز از کد مونت کارلوی MCNP4C، با تاریخچه ذرات 2×10^9 ذره استفاده شده است.

برای تعیین پارامترهای تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی که بیانی از تغییرات دز به دلیل توزیع ماده رادیواکتیویته بر روی کره‌های چشمه، اثرات خود جذبی درون چشمه، انحنای کپسول، ضخامت ماده تشکیل‌دهنده آن و محیط اطراف چشمه است نیاز به دو شبیه‌سازی است: اول برای محاسبه دز جذبی در مکان‌ها و زوایای مختلف اطراف چشمه در فانتوم‌های مختلف بافت و فانتوم آب ازتالی F4 کد MCNP4C استفاده شده است. این تالی تخمین گر شار ذرات با استفاده از طول مسیر پیموده شده آن‌ها در سلول است که به همراه کارت‌های تبدیل شار به دز، دز جذبی در محیط اطراف چشمه را محاسبه می‌کند (۲۱). برای این منظور محاسبات دز جذبی در فواصل ۰/۵، ۰/۷۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴، ۴/۵ و ۵cm از چشمه در زوایای صفر تا ۹۰ درجه با فواصل ۱۰ درجه انجام شده است. شبیه‌سازی دوم نیز برای محاسبه تابع هندسی است از آنجایی که این تابع تنها به هسته فعال بستگی دارد و به رادیونوکلئید و کپسول بستگی ندارد (۵)، برای محاسبات این تابع چگالی جرمی و همه ترکیبات داخلی چشمه را صفر در نظر گرفته و شار در اطراف چشمه در محیط خلاء را با استفاده

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

از تالی F4 کد MCNP4C محاسبه می‌کنیم (۱۷). در جداول ۱ و ۲ درصد وزنی و ترکیبات بافت‌های چربی و ماهیچه مشاهده می‌شود.

جدول ۱: ترکیبات و درصد وزنی عناصر بافت چربی با چگالی $0/95 gr/cm^3$ (۱۹).

نام عنصر	درصد وزنی بافت
هیدروژن	۱۱/۴
کربن	۵۹/۸
نیتروژن	۰/۷
اکسیژن	۲۷/۸
سدیم	۰/۱
منیزیم	۰/۱
کلر	۰/۱

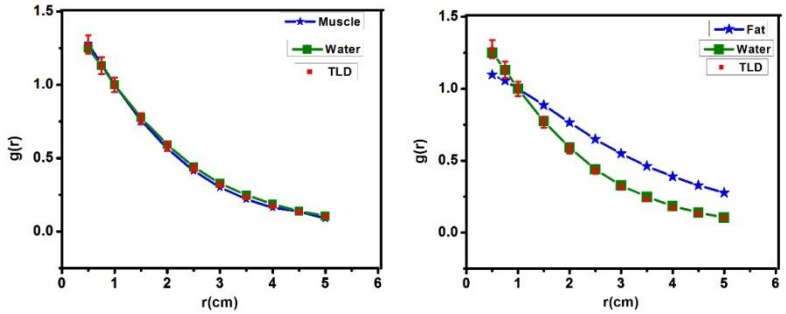
جدول ۲: ترکیبات و درصد وزنی عناصر بافت ماهیچه با چگالی $1/05 gr/cm^3$ (۲۰).

نام عنصر	درصد وزنی بافت
هیدروژن	۱۰/۲
کربن	۱۴/۳
نیتروژن	۳/۴
اکسیژن	۷۱/۰
سدیم	۰/۱
فسفر	۰/۳
گوگرد	۰/۱
کلر	۰/۱
پتاسیم	۰/۴

نتایج

نتایج تابع دز شعاعی

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 5cm بر روی محور عرضی چشمه در فانتوم آب و فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه به همراه نتایج تجربی اندازه‌گیری شده در آب توسط والاس و فن که با استفاده از TLD انجام‌گرفته (۲۲)، جهت مقایسه رسم شده‌اند. همچنین نتایج شبیه‌سازی تابع دز شعاعی در جدول ۳ آورده شده است.



شکل ۲: مقایسه نمودارهای تابع دز شعاعی در فانتوم آب و فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه

در این پژوهش به روش مونت‌کارلو همراه با مقادیر اندازه‌گیری شده در تجربه توسط والاس و فن درآب (۲۲).

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

جدول ۳: مقادیر تابع دز شعاعی محاسبه شده با کد MCNP4C در این پژوهش برای فانتوم‌های آب، بافت چربی و بافت ماهیچه

r(cm)	فانتوم ماهیچه	فانتوم چربی	فانتوم آب
۰/۵	۱/۲۸۰	۱/۰۹۸	۱/۲۵۰
۰/۷۵	۱/۱۴۱	۱/۰۵۶	۱/۱۳۰
۱/۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
۱/۵	۰/۷۵۸	۰/۸۸۶	۰/۷۷۶
۲/۰	۰/۵۶۵	۰/۷۶۵	۰/۵۹۱
۲/۵	۰/۴۱۳	۰/۶۴۹	۰/۴۴۰
۳/۰	۰/۳۰۰۹	۰/۵۴۹	۰/۳۲۸
۳/۵	۰/۲۲۰	۰/۴۶۲	۰/۲۴۸
۴/۰	۰/۱۶۲	۰/۳۸۹	۰/۱۸۵
۴/۵	۰/۱۱۸	۰/۳۲۸	۰/۱۳۹
۵/۰	۰/۰۸۸	۰/۲۷۷	۰/۱۰۴

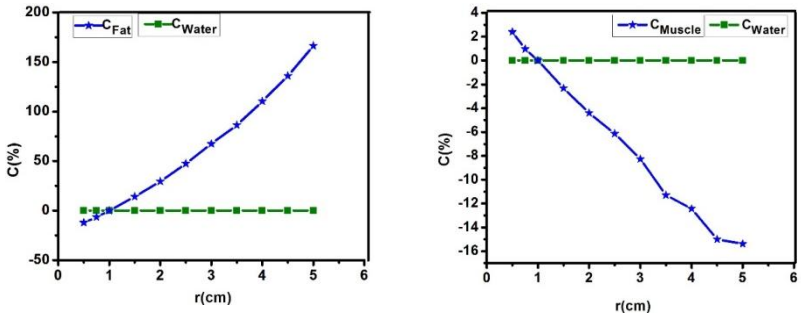
با توجه به نمودارهای شکل ۲، اختلافاتی در مقادیر تابع دز شعاعی در فانتوم آب نسبت به مقادیر اندازه‌گیری شده این تابع در فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه مشاهده می‌گردد.

برای نشان دادن اختلاف بهتر بین مقادیر به دست آمده در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت‌های دیگر کمیت $C_i=\frac{g(r)_i-g(r)_{Water}}{g(r)_{Water}}\times 100$ را معرفی می‌کنیم که در آن:

i= Muscle, Fat, Water و C_i، اختلاف نسبی هر یک از مقادیر تابع دز شعاعی در فانتوم بافت‌های چربی، ماهیچه و آب نسبت به آب بر حسب درصد می‌باشد. برای نشان دادن بهتر اختلافات مقادیر هر یک از این کمیات همانند آنچه در نمودارهای شکل ۳، مشاهده می‌کنید با مقادیر C_{Water} (اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در آب نسبت به آب بر حسب درصد) مقایسه شده است.

همان‌طور که هر یک از نمودارها نشان می‌دهند به خوبی اختلاف نسبی بین مقادیر تابع دز شعاعی در فانتوم آب و فانتوم بافت‌های دیگر را به وضوح می‌توان دریافت. بافت ماهیچه شامل ترکیبات با درصد وزنی و عدد اتمی نزدیک به آب است؛ اما به دلیل دارا بودن کربن با ۱۴/۳٪ و تعداد اتم‌های بیشتری نسبت به آب سبب می‌شود در فواصل نزدیک، فوتون انرژی بیشتری در بافت ماهیچه به جا گذاشته یا به عبارتی جذب بیشتر از پراکندگی در این مکان‌ها رخ دهد. به طوری‌که اختلاف نسبی در این فواصل حدوداً ۳٪ می‌شود؛ اما در فاصله‌های دور از چشمه، فوتون حامل انرژی کمتری بوده و به همین دلیل این اختلاف نسبی افزایش پیدا کرده و به حدود ۱۶٪ در فاصله ۵cm از چشمه می‌رسد. بافت چربی دارای عناصر سبک با ترکیبات و درصد وزنی کمتری نسبت به آب است؛ بنابراین فوتون در طی گذر از این بافت بیشتر دستخوش پراکندگی قرار گرفته، به طوری که در فواصل نزدیک در بافت چربی، انرژی کمتری نسبت به آب به جا می‌گذارد و سبب به وجود آمدن اختلاف نسبی منفی در این فواصل می‌شود که بیشترین میزان آن ۱۳٪ است. با افزایش فاصله از چشمه این میزان افزایش پیدا کرده به طوری که در فاصله ۵cm از چشمه به حدود ۱۶۷٪ می‌رسد.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]



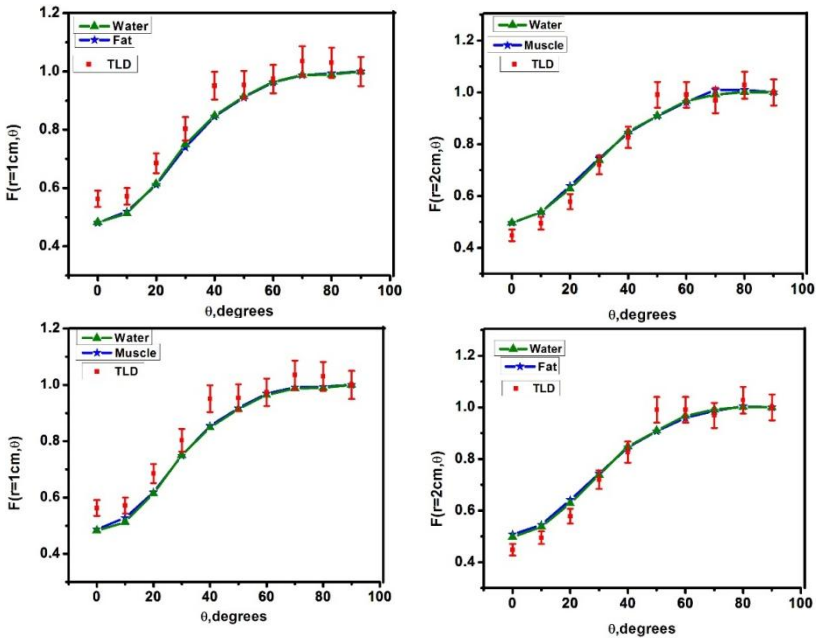
شکل ۳: نمودارهای اختلاف نسبی تابع دز شعاعی آب نسبت به آب برحسب درصد و تابع دز شعاعی بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب برحسب درصد

نتایج تابع ناهمسانگردی

شبیه‌سازی‌های لازم جهت محاسبه تابع ناهمسانگردی در فواصل ۱، ۲ و ۳cm از چشمه در زوایای صفر تا ۹۰ درجه با فاصله ۱۰ درجه انجام شد و نتایج حاصل از این تابع در فانتوم آب به همراه مقادیر محاسبه شده در فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه و اندازه‌گیری شده در TLD توسط والاس و فن در آب (۲۲) جهت مقایسه رسم شده‌اند، شکل ۴. همچنین مقادیر محاسبه شده این تابع در جداول ۴، ۵ و ۶ آورده شده است. از نمودارهای رسم شده برای تابع ناهمسانگردی مشاهده می‌شود که: با نزدیک شدن به زاویه ۹۰ درجه به علت تقارن چشمه، پرتوهای بیشتری به نقاط مورد نظر می‌رسند. از طرفی چون ضخامت کپسول در راستای عرضی چشمه نسبت به محور طولی کمتر بوده میزان شار رسیده به نقاط مورد نظر بر روی این محور چشمه بیشتر شده و در نهایت دز جذبی افزایش می‌یابد. برای نشان دادن بهتر تغییرات این تابع در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه کمیت

$D_i=\frac{F(r,\theta)_i-F(r,\theta)_{Water}}{F(r,\theta)_{Water}}\times 100$ را معرفی می‌کنیم؛ که در آن:

i=, Muscle, Fat, Water و D_i، اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت‌های چربی، ماهیچه و آب نسبت به آب برحسب درصد است. برای نشان دادن بهتر اختلاف مقادیر هر یک از این کمیات همانند آنچه که در نمودارهای شکل ۵، مشاهده می‌کنید با مقادیر D_{Water} (اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در آب نسبت به آب برحسب درصد) مقایسه شده است.



شکل ۴: مقایسه نمودارهای تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب همراه با مقادیر محاسبه شده در فانتوم ماهیچه و چربی در این پژوهش به روش مونت‌کارلو و مقادیر اندازه‌گیری شده در تجربه توسط والاس و فندر آب (۲۲)

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

مقادیر تابع ناهمسانگردی محاسبه شده در فانتوم آب و فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه در جداول زیر آورده شده است.

جدول ۴: مقادیر تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب

زاویه	۱ cm	۲ cm	۳ cm
صفر درجه	۰/۴۸۰	۰/۵۰۸	۰/۵۴۵
۱۰ درجه	۰/۵۱۹	۰/۵۴۵	۰/۵۷۱
۲۰ درجه	۰/۶۱۰	۰/۶۴۲	۰/۶۶۱
۳۰ درجه	۰/۷۳۹	۰/۷۴۳	۰/۷۵۹
۴۰ درجه	۰/۸۴۵	۰/۸۴۴	۰/۸۴۴
۵۰ درجه	۰/۹۱۰	۰/۹۰۶	۰/۸۵۸
۶۰ درجه	۰/۹۶۲	۰/۹۵۹	۰/۹۷۷
۷۰ درجه	۰/۹۸۷	۰/۹۸۷	۰/۹۸۹
۸۰ درجه	۰/۹۹۲	۱/۰۰۴	۱/۰۱۷
۹۰ درجه	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

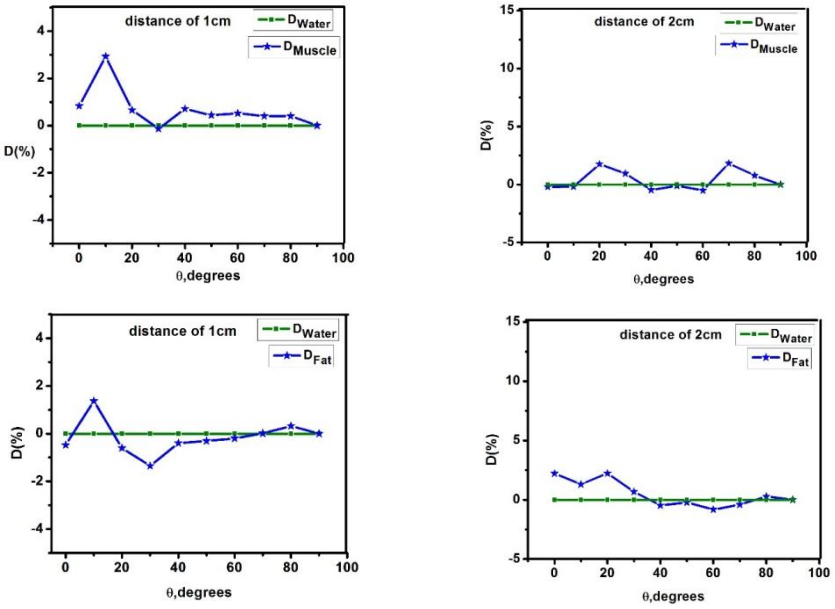
جدول ۵: مقادیر تابع ناهمسانگردی در فانتوم چربی

زاویه	۱ cm	۲ cm	۳ cm
صفر درجه	۰/۴۸۲	۰/۴۹۷	۰/۵۲۴
۱۰ درجه	۰/۵۱۲	۰/۵۳۸	۰/۵۴۳
۲۰ درجه	۰/۶۱۴	۰/۶۲۸	۰/۶۴۰
۳۰ درجه	۰/۷۴۹	۰/۷۳۸	۰/۷۵۳
۴۰ درجه	۰/۸۴۸	۰/۸۴۸	۰/۸۴۴
۵۰ درجه	۰/۹۱۳	۰/۹۰۹	۰/۹۳۳
۶۰ درجه	۰/۹۶۴	۰/۹۶۷	۰/۹۷۹
۷۰ درجه	۰/۹۸۷	۰/۹۹۱	۱/۰۱۵
۸۰ درجه	۰/۹۸۹	۱/۰۰۱	۱/۰۲۰
۹۰ درجه	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

جدول ۶. مقادیر تابع ناهمسانگردی در فانتوم ماهیچه

زاویه	۱ cm	۲ cm	۳ cm
صفر درجه	۰/۴۸۶	۰/۴۹۶	۰/۵۲۵
۱۰ درجه	۰/۵۲۷	۰/۵۳۷	۰/۵۴۶
۲۰ درجه	۰/۶۱۸	۰/۶۳۸	۰/۶۵۴
۳۰ درجه	۰/۷۴۸	۰/۷۴۵	۰/۷۵۴
۴۰ درجه	۰/۸۵۴	۰/۸۴۴	۰/۸۵۹
۵۰ درجه	۰/۹۱۷	۰/۹۰۸	۰/۹۴۲
۶۰ درجه	۰/۹۷۰	۰/۹۶۲	۰/۹۸۲
۷۰ درجه	۰/۹۹۱	۱/۰۰۹	۱/۰۰۱
۸۰ درجه	۰/۹۹۳	۱/۰۰۹	۱/۰۱۵
۹۰ درجه	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]



شکل ۵: نمودارهای اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب نسبت به آب برحسب درصد و اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب برحسب درصد در این پژوهش به روش مونت‌کارلو

همان‌طور که هر یک از نمودارهای شکل ۵ نشان می‌دهند بیشینه اختلاف نسبی در استفاده از فانتوم بافت‌های مختلف نسبت به فانتوم آب، در زوایای زیر ۲۰ درجه مشاهده می‌گردد که نتیجه دو عامل است: ۱) با فاصله از خط تقارن چشمه درصد یکنواختی پرتوهای گسیلی از آن کاهش می‌یابد. ۲) تفاوت در چگالی الکترونی بافت‌های مختلف و آب، در نهایت موجب تفاوت دز جذبی در این دو محیط می‌شود.

بحث

دزیمتری قابل استفاده در براکی تراپی به معنای محاسبه مقدار آهنگ دز، در نقطه مورد نظر از چشمه، در محیط داده شده است که ارزیابی آن قبل از کاربرد کلینیکی چشمه از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. از طرفی به دلیل هندسه استوانه‌ای شکل چشمه، دزیمتری در براکی‌تراپی تجربی پیچیده و در هر نقطه و هر زاویه‌ای امکان‌پذیر نیست. برای بررسی درستی محاسبه، استفاده از روش‌های مونت کارلو برای بهبود فهم ما در همه فرآیندهای وابسته به گسیل تابش و انتقال با استفاده از اعداد کاتوره‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد. کاربردهای کلینیکی چشمه باید بر اساس توصیه‌های محاسبه دز ارائه شده توسط انجمن فیزیک پزشکی آمریکا طبق پروتکل TG-43U1 در محیط آب اطراف چشمه انجام گردد؛ اما با توجه به این که ساختار بدن از بافت‌ها با ترکیبات و درصد وزنی‌های متفاوتی تشکیل شده است با بکار بردن پارامترهای دزیمتری در محیط آب به جای بافت‌های متفاوت بدن نمی‌توان به ارزیابی درستی برای طراحی درمان دقیق دست یافت. از این رو باید تصحیحات لازم در زمان استفاده از این پارامترها را در مرحله درمان اعمال نمود؛ بنابراین با توجه به موارد ذکر شده که هدف از انجام این مطالعه بوده است به ارزیابی چگونگی توزیع دز در دو بافت متفاوت چربی با چگالی $0/95\ gr/cm^3$ (۱۹) و ماهیچه با چگالی $1/05\ gr/cm^3$ (۲۰) پرداخته و اختلاف هر یک از آن‌ها را با فانتوم آب با چگالی $1/00\ gr/cm^3$ (۱۹) مورد بررسی قرار داده‌ایم. طبق آنچه که نتایج نشان می‌دهند، تابع دز شعاعی در هر یک از نمودارهای شکل ۲ با افزایش فاصله از مرکز تقارن چشمه کاهش پیدا می‌کند زیرا با افزایش عمق از شدت فوتون‌ها کم شده و منجر به کم شدن تعداد اندرکنش‌ها (از نوع فوتوالکتریک و کامپتون) می‌شود از این رو تعداد انتقال‌های انرژی فوتون‌ها به ماده توسط الکترون‌ها کم شده و

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

بدین ترتیب دز جذبی کاهش پیدا می‌کند. با مقایسه هر یک از نمودارهای تابع دز شعاعی فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه با فانتوم آب و مقادیر تجربی اندازه‌گیری شده توسط والاس و فن در آب (۲۲) با توجه به آن که بیشترین ترکیبات بافت چربی با چگالی gr/cm^3 ۰/۹۵ (۱۹)، شامل عناصر سبک، هیدروژن با ۱۱/۴٪، کربن با ۵۹/۸٪ و اکسیژن با عدد اتمی ۲۷/۸٪ می‌باشند که عناصری با عدد اتمی پائین هستند و آب نیز شامل هیدروژن با ۱۱/۱۹٪ و اکسیژن با ۸۸/۸۱٪ است؛ بنابراین احتمال پراکندگی در فانتوم بافت چربی بیشتر از جذب رخ می‌دهد و به دلیل آن که تعداد اتم‌های تشکیل‌دهنده آب بیشتر از تعداد اتم‌های تشکیل‌دهنده بافت چربی است احتمال اندرکنش‌های فوتون در آب بیشتر از بافت چربی شده و بیشتر انرژی خود را در فواصل نزدیک‌تری از دست می‌دهند. از طرفی چون بیشترین ترکیبات مربوط به بافت ماهیچه با چگالی gr/cm^3 ۱/۰۵ (۲۰) شامل عناصر هیدروژن با ۱۰/۲٪، کربن ۱۴/۳٪ و اکسیژن با ۷۱/۰٪ است. به دلیل ترکیبات با وزن اتمی و عدد اتمی نزدیک به آب تابع دز شعاعی فانتوم بافت ماهیچه با فانتوم آب دارای تطابق خوبی است. با استفاده از تابع ناهمسانگردی، توزیع دز در اطراف چشمه که شامل اثرات جذب و پراکندگی در محیط می‌باشند محاسبه می‌گردد. نتایج حاصل از این تابع نشان می‌دهند که: بیشینه اختلاف نسبی در استفاده از فانتوم بافت‌های مختلف نسبت به فانتوم آب، در زوایای زیر ۲۰ درجه است که نتیجه دو عامل است: ۱) با فاصله از خط تقارن چشمه درصد یکنواختی پرتوهای گسیلی از آن کاهش می‌یابد. ۲) تفاوت در چگالی الکترونی بافت‌های مختلف و آب، درنهایت موجب تفاوت دز جذبی در این دو محیط می‌شود؛ که این میزان اختلاف در فانتوم بافت ماهیچه بیش از ۳٪ و فانتوم بافت چربی بیش از ۲٪ بوده که دلالت بر اهمیت نوع محیط اندرکنش کننده فوتون با ماده دارد. در بررسی دزیمتری اثر چگالی و ترکیبات بافت‌های مختلف نسبت به آب در چشمه‌های مورد استفاده در براکی‌تراپی مطالعات گوناگونی انجام شده است. مطالعه مشابهی همانند کار انجام شده در این پژوهش با استفاده از چشمه گامای ^{137}CS با انرژی ۰/۶۶۲ keV در بافت ماهیچه و چربی برای تابع دز شعاعی با استفاده از کد MCNP4C توسط سینا و همکاران صورت گرفته و نتایج آن با آب مقایسه شده است که در آن اختلاف تابع دز شعاعی در ماهیچه و چربی نسبت به آب تا فاصله ۱۰cm از چشمه به ترتیب ۱/۶٪ و ۱/۱٪ است (۲۳)؛ که این اختلاف به دلیل تفاوت نوع چشمه مورد استفاده در پژوهش است. همچنین مقایسه نتایج حاصل از تابع دز شعاعی در این پژوهش در آب با نتایج به دست آمده از دیگران برای چشمه ^{103}Pd مدل MED3633 در جدول ۷ آمده است.

جدول ۷: مقادیر تابع دز شعاعی چشمه ^{103}Pd مدل MED3633 در آب

r(cm)	۰/۵	۱	۱/۵	۲	۳	۴	۵
این پژوهش	۱/۲۵۰	۱	۰/۷۷۶	۰/۵۹۱	۰/۳۲۸	۰/۱۸۵	۰/۱۰۴
ریوارد (۶)	۱/۲۴۳	۱	۰/۷۸۰	۰/۶۰۳	۰/۳۴۷	۰/۱۹۷	۰/۱۱۴
لی و همکاران (۲۴)	۱/۲۴۳	۱	۰/۷۷۰	۰/۵۸۳	۰/۳۲۵	۰/۱۷۷	۰/۰۹۸
والاس و فن (۲۲)	۱/۲۷۵	۱	۰/۷۶۹	۰/۵۸۰	۰/۳۱۸	۰/۱۷۴	۰/۱۰۲
مولوی و همکاران (۸)	۱/۲۵۱	۱	۰/۷۸۰	۰/۵۸۷	۰/۳۳۹	-	-

نتیجه‌گیری

چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd، مورد مطالعه یک چشمه با فوتون‌های کم انرژی است که عمق نفوذ آن بالا نیست و انرژی آن در فاصله‌های نزدیک‌تری نسبت به چشمه افت می‌کند. از طرفی اختلاف نسبی بین پارامتر تابع دز شعاعی نیز با استفاده از فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به فانتوم آب در فواصل نزدیک به چشمه با در نظر گرفتن چگالی‌های مختلف بافت‌ها دارای اختلاف قابل‌ملاحظه‌ای است که بسیار حائز اهمیت است. همچنین اختلاف نسبی در پارامتر تابع

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

ناهمسانگردی در فانتوم بافت‌های چربی و ماهیچه نسبت به آب به علت تفاوت در چگالی الکترونی بافت‌های مختلف و آب و همچنین به علت ناهمسانگردی توزیع دز در در زوایای زیر ۲۰ درجه مشهودتر است؛ بنابراین چون هدف در پرتودرمانی رسیدن دز دقیق به تومور به طوری‌که کمترین آسیب به بافت‌های سالم اطراف برسد است از این رو در درمان تومورهای بدخیمی که در مجاورت بافت‌های چربی و ماهیچه قرار دارند می‌بایست تصحیحات لازم مربوط به پارامترهای دزیمتری این بافت‌ها را در برنامه‌های طراحی درمان طبق جداول به دست آمده در این پژوهش اعمال نمود.

سپاسگزاری

بدین وسیله از حمایت مالی دانشگاه صنعتی شاهرود سپاسگزاری می‌گردد.

References:

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

2- Wilfred N, Houari K, Amin IK, Rajiv K, Srinivas S, Mike MG, Robert AC. ***In vitro radiosensitization by gold nanoparticles during continuous low-dose-rate gamma irradiation with I-125 brachytherapy seeds. Nanomedicine:*** Nanotechnology, Biology and Medicine 2013; 9(1): 25-7.

3- Sharma KP, Singh S, Kapoor A. ***Brachytherapy and external beam radiation thertapy for prostate cancer.*** Am J Cancer Sci 2015; 4(1): 2.

4- Stephen TM, Penny KS, Michael WM. ***I-125 Brachytherapy for Recurrent Atypical and Malignant Skull Base Meningiomas: Complications and Outcomes.*** J Neurological Surgery Part B, 2015.

5- Rivard MJ, Coursey BM, Deward LA, Hanson WF, Saiful-Huq M, libbott G, et al. ***Update of AAPM Task Group No.43 Report.*** Med Phiys 2004; 33(3): 633-74.

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

7- Duggan DM. ***Improved radial dose function estimation using current version MCNP Monte-Carlo simulation model 711 and ISC3500 ^{125}I brachytherapy sources.*** Applied Radiation and Isotopes, 2004; 61(6): 1443-50.

8- Molavi AA, Binesh A, Moslehitabar H. ***Dose distribution and dosimetry parameters calculation of MED3633 palladium-103 source in water phantom using MCNP.*** Iran J Radiat Res 2006; 4 (1): 15-19.

9- Sowards KT. ***Monte Carlo dosimetric characterization of the IsoAid ADVANTAGE ^{103}Pd brachytherapy source.*** J App Clinic Med Physic 2007; 8(2): 18-25.

10- Thomson RM, Taylor REP, Rogers DWO. ***Monte Carlo dosimetry for ^{125}I and ^{103}Pd eye plaque brachytherapy.*** Med Phys 2008; 35: 5530.

11- Gialousis G, Dimitriadis A, Yakoumakis E. ***Monte Carlo estimation of dose difference in lung from ^{192}Ir brachytherapy due to tissue in homogeneity.*** Published by Oxford University Press, 2011; 10-28.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

12- Saidi P, Sadeghi M,Shirazi M, Tenreiro C. ***Dosimetric parameters of the new design ^{103}Pd brachytherapy source based on Monte Carlo study.*** Physica Medica 2012; 28(1): 13-18.

13- Ghorbani M, Salahshour F, Haghparast A, Ahmadi-moghaddas T**.** ***Effect of tissue composition on dose distribution in brachytherapy with various photon emitting sources.*** J Contemp Brachytherapy, 2014; 6(1).

14- Karimi-jashni H, Safigholi H, Meigooni AS. Influences of Spherical Phantom heterogeneities on dosimetric charactristics of miniature electronic brachytherapy X-ray sources Monte Carlo study. Applied Radiation and Isotopes, 2015; 95: 108-113.

15- Vahabi SM, Shamsaie-Zafarghandi. ***Prostate dose estimates and adjacent organs during the prostate brachytherapy and the scatering study of dose distribution using MCNP4C code.*** Iran J Radiation Safety Measur 2015; 3(4). [Persian]

16- Bakhshabadi M, Ghorbani M, Khosroabadi M, Knaup C, Meigooni AS. ***A compration study on various low energy sources in interstitial prostate brachytherapy.*** J Contemporary Brachytherapy 2016; 8(1): 74-81.

17- Ahmadi OL, Tavakoli-Anbaran H. ***Calculation of Error Percentage Encounter via Water Phantom instead of Soft Tissue for Brachytherapy Source Distribution of ^{103}Pd by using Monte Carlo Method.*** J Shahid Sadoughi University Med Sci 2015; 23(9): 806-818. [Persian]

18- Tavakoli-Anbaran H, Ahmadi OL. ***The study effect of Bone tissue heterogeneity on the dose distribution of ^{103}Pd source brachytherapy MED3633 Model Using Monte Carlo Method.*** Iran J Radiation Safety Measure 2016; 4(1): 25-34. [Persian].

19- Azhari H. ***Appendix A: Typical Acoustic Properties of Tissues in Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers.*** John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, USA, 2010.

20- Wolfe RR, Chinkes DL. ***Isotope Tracers in Metabolic Research: Principles and Practice of Kinetic Analysis.*** John Wiley & Sons, 2005.

21- Los Alamos National Labrotatory. ***OAK RIDGE national laboratory RSICC data library collection MCNP data.*** New Mexico, 2000.

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

23- Sina S, Faghihi R, Soleymani-Meigooni A. ***A Comparison of the Dosimetric Parameters of Cs-137 Brachytherapy Source in Different Tissues with Water Using Monte Carlo Simulation.*** Iran J Med Phys 2012; 8: 65-74.

24- Li Z, Palta JR, Fan JJ**.** ***Monte Carlo calculations and experimental measurements of dosimetry parameters of a new 103 Pd source.*** Med Phys 2000; 27(5): 110812.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]

Study of Dose Distribution ^{103}Pd Source Brachytherapy in Treatment of Cancer Adjacent to Fat and Muscle Tissues by the Monte Carlo method using MCNP4C code

Hossein Tavakoli-Anbaran (PhD)*[*1], OmeLeila Ahmadi (PhD Student)[2]

[1,2] *Department of Physics, Faculty of Physics, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran.*

Received: 28 Apr 2016 ***Accepted:*** 6 Oct 2016

Abstract

Introduction: The dosimetry of the brachytherapy sources is performed in the water source medium according to protocol TG-43U1. To achieve a resonable results on treatment, the use of ~~the~~ water material for all body tissues can be one of the faulty sources in delivering the correct dose to the tumor. Thus, we have focused on the dosimetry parameters in fat density 0.95 gr/cm^3 and the muscle ~~with~~ density 1.05 gr/cm^3 in the present study. The results are compared with the results of the water phantom to show the accurate accessment via the differences of the results.

Methods: Dissymmetry simulations for determining the parameters of the radial dose function and the anisotropy function in fat tissues, muscle and water phantom distances and different angles has been using MCNP4C code.

Results: The greatest relative differences of the phantom radial dose function of the fat tissue at distances below 1cm approximately reached 13%; and this rate increased, when the distance from the source increased; whereas at the distance of 5cm from the source, it approximately reached 167%. In the muscle tissue, the relative difference of these parameters was about 3% at the distance of 0.5cm, while at the distance of 5cm from the source, it approximately increased 16%. The maximum relative difference of the anisotropy parameter of the fat and muscle tissue phantom compared with the water were observed more than 2% and 3%, respectively.

Conclusion: In the clinical application of the ^{103}Pd brachytherapy source, which is contracted in the treatment of the adjacent malignant tumors to the fat and muscle tissues, the correct decisions must be applied on the tissue dosimetry parameters in the treatment planings according to the tables of 3, 4, 5 and 6 in this study.

Keywords: MCNP4C Code; Water Phantom; Fat Tissue; Muscle Tissue; Radial Dose Function; Anisotropy Function

This paper should be cited as:

Hosein Tavakoli-Anbaran, OmeLeila Ahmadi. ***Study of dose distribution ^{103}pd source brachytherapy in treatment of cancer adjacent to fat and muscle tissues by the monte carlo method using mcnp4c code.*** J Shahid Sadoughi Univ Med Sci 2016; 24(8): 618-29.

****Corresponding author: Tel: 02332395270, email: tavakoli-anbaran@shahroodut.ac.ir***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2026-11-23]