



محاسبه درصد خطای به وجود آمده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت نرم برای توزیع چشمہ برآکی تراپی Pd^{103} به روش مونت کارلو

ام لیلا احمدی^۱، حسین توکلی عنبران^{۲*}

چکیده

مقدمه: چشمہ مورد نظر با استفاده از فانتوم آب و بافت نرم محاسبه شده و نتایج با یکدیگر مقایسه شده‌اند. پژوهشی آمریکا تعیین پارامترهای دزیمتري چشمدهای برآکی تراپی قبل از کاربرد کلینیکی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در این تحقیق پارامترهای دزیمتري چشمہ مورد نظر با استفاده از فانتوم آب و بافت نرم محاسبه شده و نتایج با یکدیگر مقایسه شده‌اند.

روش بررسی: پارامترهای دزیمتري طبق پروتکل TG-43U1 Pd^{103} در اطراف چشمہ با چگالی $0/998 \text{ gr/cm}^3$ و فانتوم بافت نرم با چگالی $1/04 \text{ gr/cm}^3$ در فواصل مختلف بر روی محور طولی و عرضی چشمہ 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 دزیمتري چشمہ مطابقت خوبی با یکدیگر دارند و با افزایش فاصله، اختلاف افزایش می‌یابد به طوری که در فاصله 6 cm از چشمہ این اختلاف به 4 درصد می‌رسد.

نتیجه‌گیری: نتایج حاصل از فانتوم بافت نرم در مقایسه با فانتوم آب حداقل دارای اختلاف نسبی 4 درصدی در فاصله 6 cm از چشمہ است، لذا می‌توان نتایج مربوط به فانتوم آب را با حداقل خطای 4 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: برآکی تراپی، فانتوم آب، فانتوم بافت نرم، کد MCNP4C

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 پذیرش: ۱۳۹۴/۸/۲۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۳/۱۸

مقدمه

معرفی شده است که با وجود آن فرمول بندی محاسبه دز، تا حد زیادی همان است که در گزارش TG-43U1 آورده شده است(۷). این پروتکل شامل کاربرد مونت کارلو در شبیه سازی، راهنمایی برای دزیمتری مونت کارلو، توصیه هایی برای شبیه سازی و اعتبار سنجی محاسبات می باشد که در محیط آب اطراف چشمی انجام می شود(۶).

از آنجا که بدن انسان از بافت های مختلف با چگالی های متفاوت تشکیل شده است بنابراین استفاده از آب به جای بافت واقعی می تواند یکی از منابع خطا برای تعیین دقیق پارامترهای دزیمتری اطراف چشمی برآکی تراپی 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 شبیه سازی، درصد خطای حاصل را محاسبه کرده ایم.

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

روش بررسی

مشخصات چشمی MED3633 مدل Pd^{103}

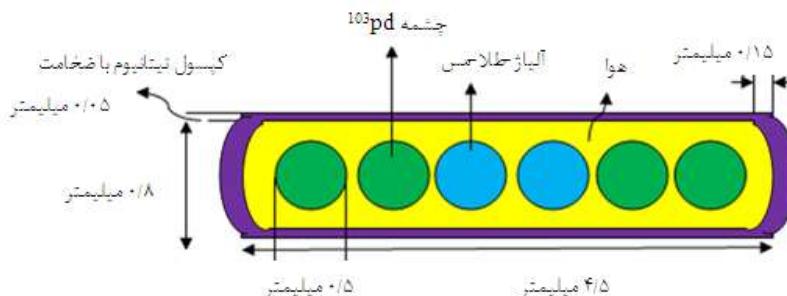
با در نظر گرفتن پارامترهای مختلف از جمله، ضخامت کپسول و محل قرار گرفتن کره های رادیو اکتیو، چشمی MED3633 به مدل های مختلفی تقسیم بندی می شود. مدل Pd^{103} یکی از مدل هایی است که مورد تأثید انجمن فیزیک پزشکی آمریکا می باشد(۹).

همان طور که در شکل (۱) مشاهده می شود، چشمی از شش گویی، از جنس پلی استیرن که قطر هر یک $mm^{0.5}$ می باشد تشکیل شده است. دو گویی وسط از ترکیبات آلیاژ طلا و مس به ترتیب دارای درصد وزنی (۲۰٪ و ۸۰٪) می باشند. کپسول مشاهده شده، استوانه ای از جنس تیتانیم به طول $mm^{4/5}$ با قطر خارجی $mm^{0.8}$ و قطر داخلی $mm^{0.7}$ می باشد. ضخامت سطح جانی استوانه $mm^{0.05}$ و انتهای آن $mm^{0.15}$ می باشد(۹، ۱۰).

برآکی تراپی نوع خاصی از پرتو درمانی است که در آن چشمی رادیواکتیو با دقت، درون یا اطراف ناحیه تحت درمان قرار می گیرد، که از چشمی های گسیلنده گاما(۱) و یا گسیلنده بتا(۲) برای این منظور استفاده می گردد. چشمی کم انرژی Pd^{103} به طور گستردگی در درمان تومورهای پروستات، سینه و گردن مورد استفاده قرار می گیرد. از مزایای استفاده از این چشمی داشتن نیمه عمر کوتاه (۱۶/۹۹ روز) و سازگار بودن فلز پالادیم با بافت های بیولوژیکی بوده، لذا در آب و مایع های بیولوژیکی حل نمی شود و دارای خطر پیش بینی نشده کمتری است. همچنین چون در فاصله کمی از چشمی، دز به سرعت افت می کند، بنابراین با آهنگ دز مناسب می توان به بازده بالایی برای از بین بردن سلول های سرطانی دست یافت(۴، ۳).

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 چشمی و سیگنال های پایین در فاصله های زیاد دزیمتری تجربی در برآکی تراپی پیچیده می باشد. یکی از تکنیک هایی که به طور گستردگی برای حل این مشکل مورد استفاده قرار می گیرد استفاده از شبیه سازی مونت کارلو می باشد(۵). محاسبه توزیع دز در فاصله های کوچک و همچنین اعتبار سنجی نتایج تجربی می تواند به وسیله کد قدرتمند MCNP انجام گیرد.

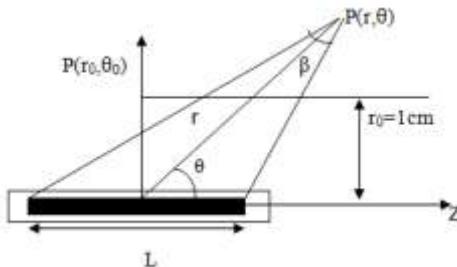
در سال ۱۹۹۵ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا گروه TG-43 پروتکلی برای محاسبه دز در اطراف چشمی های برآکی تراپی منتشر کرده و در سال ۲۰۰۴ تحت عنوان TG-43U1 آن را به روز رسانی کرده است(۶). همچنین در سال ۲۰۰۷ ضمیمه این پروتکل منتشر شده که در آن علاوه بر معرفی چندین چشمی جدید گسیلنده فوتون کم انرژی، اطلاعات اضافی در مورد برخی از سوالات به وجود آمده پس از انتشار گزارش TG-43U1 و روش های جدید برای فرمالیسم محاسبه دز

شکل ۱: هندسه چشمی ^{103}Pd مدل MED3633

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

مطابق آنچه که در شکل (۲) مشاهده می‌شود، فاصله نقطه دلخواه تا مرکز تقارن چشمی بر حسب cm، β زاویه بین ابتدا و انتهای چشمی بر حسب رادیان، L طول موثر چشمی بر حسب cm و همچنین زاویه θ ، زاویه نسبت به محور طولی چشمی بر حسب رادیان می‌باشد. (۶) نقطه مرجع محاسبات یعنی در زاویه ۹۰ درجه و فاصله ۱ cm بر روی محور عرضی چشمی می‌باشد.

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



شکل ۲: مختصات چشمی برآکی تراپی برای محاسبه پارامترهای دزیمتری طبق پروتکل TG-43U1 [۶]

$$S_k = K_\delta(d) d^2 \quad \text{فرمول ۲}$$

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

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad \text{فرمول ۳}$$

واحد ثابت نرخ دز Λ $\text{cGyh}^{-1} \text{U}^{-1}$ می‌باشد (۶).

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

$$G(r, \theta) = \begin{cases} 1/r^2 & \text{چشمی نقطه‌ای} \\ \beta/Lr \sin\theta & \text{چشمی خطی} \end{cases} \quad \text{فرمول ۴}$$

$$g(r) = \frac{D(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0)}{D(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0)} \quad \text{فرمول ۵}$$

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta) G(r, \theta_0)}{D(r, \theta_0) G(r, \theta)} \quad \text{فرمول ۶}$$

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 چشمۀ را صفر در نظر گرفته و شار در اطراف چشمۀ که خلاً 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 ۵/۰ سانتی‌متر، به طوریکه محیط اطراف آن خلاء باشد، از فاصله ۲۰ تا ۱۰۰ سانتی‌متری بر روی محور عرضی چشمۀ انتخاب کرده و با استفاده از تالی F6 کد MCNP4C، با ضرب نرخ کرمای هوای به دست آمده در محدوده 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 چشمۀ تعیین شده است(۵).

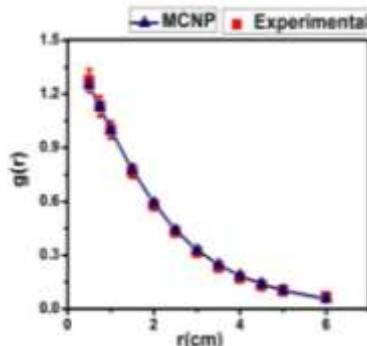
جدول ۱: ترکیب اتمی و درصد وزنی عناصر تشکیل‌دهنده بافت نرم با چگالی 10^4 gr/cm^3

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

نتایج

نتایج شبیه‌سازی در فانتوم آب:

بعد از انجام شبیه‌سازی‌های لازم نتایج مربوط به تابع دز شعاعی در فواصل ۵/۰، ۰/۰، ۱، ۱/۵، ۲/۵، ۳، ۳/۵، ۴/۵، ۴ و ۶ سانتی‌متری بر روی محور عرضی چشمۀ و تابع



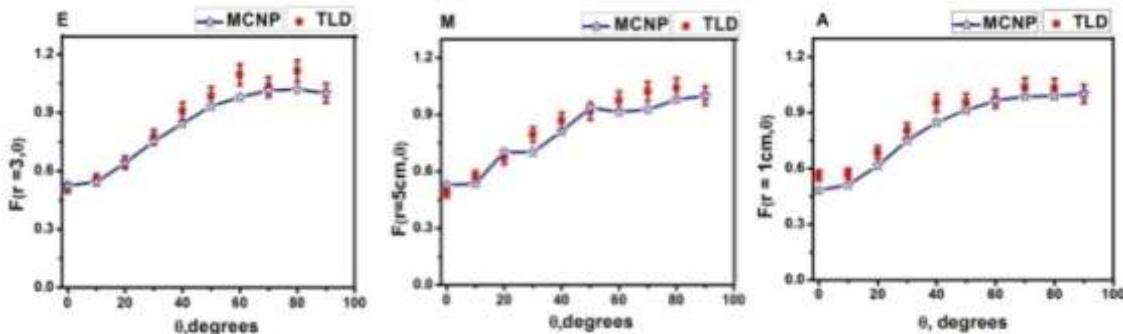
نمودار ۱: نمودار تابع دز شعاعی در فانتوم آب همراه با مقادیر اندازه‌گیری شده در تجربه برای چشمۀ برآکی تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

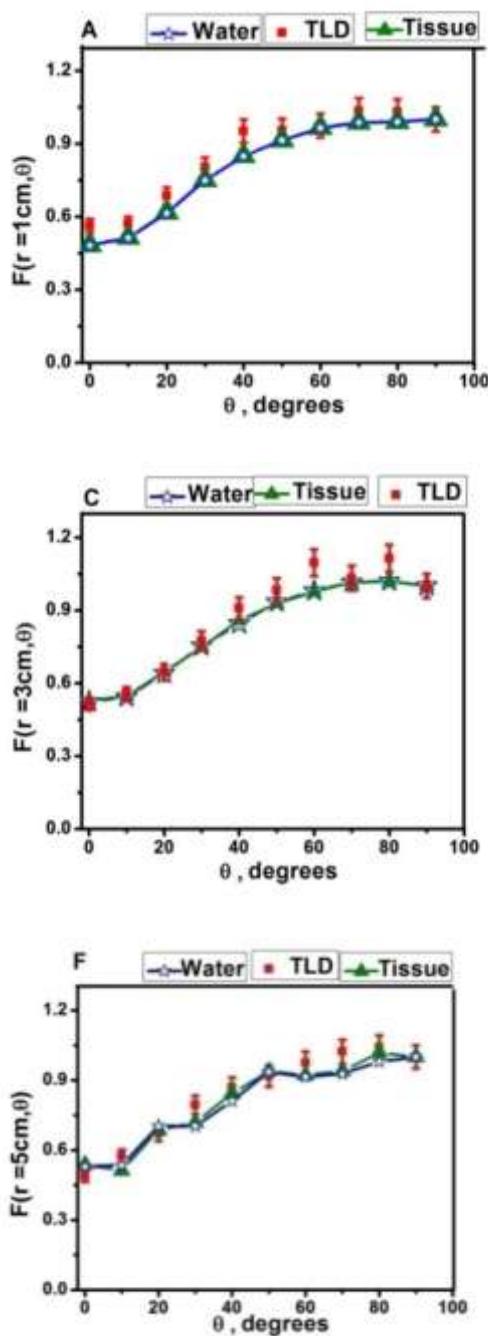
جدول ۲: مقادیر تابع دز شعاعی اندازه‌گیری شده و محاسبه شده برای چشم‌های تراپی ^{103}Pd مدل MED363

r(cm)	MCNP در این کار	در Wallace & Fan 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 چشم‌های تراپی پالادیم-۱۰۳ مدل MED3633 با استفاده از کد MCNP در فانتوم آب در این کار

۵ cm	۴ cm	۳ cm	۲ cm	۱ cm	
۰/۵۲۹ ± ۰/۰۱۳۴	۰/۵۳۲ ± ۰/۰۱۳۰	۰/۵۲۴ ± ۰/۰۰۴۰	۰/۴۹۷ ± ۰/۰۰۲۲	۰/۴۸۲ ± ۰/۰۰۰۴	صفر درجه
۰/۵۳۵ ± ۰/۰۱۳۱	۰/۵۳۵ ± ۰/۰۱۲۸	۰/۵۴۳ ± ۰/۰۰۶۶	۰/۵۳۸ ± ۰/۰۰۲۴	۰/۵۱۲ ± ۰/۰۰۰۵	۱۰ درجه
۰/۷۰۳ ± ۰/۰۱۳۰	۰/۶۴۵ ± ۰/۰۱۱۳	۰/۶۴۰ ± ۰/۰۰۶۲	۰/۶۲۸ ± ۰/۰۰۲۸	۰/۶۱۴ ± ۰/۰۰۰۵	۲۰ درجه
۰/۷۰۲ ± ۰/۰۱۲۵	۰/۷۳۵ ± ۰/۰۱۲۴	۰/۷۵۳ ± ۰/۰۰۴۶	۰/۷۳۸ ± ۰/۰۰۳۲	۰/۷۴۹ ± ۰/۰۰۰۵	۳۰ درجه
۰/۸۱۱ ± ۰/۰۱۲۴	۰/۸۵۲ ± ۰/۰۱۰۳	۰/۸۴۴ ± ۰/۰۰۰۵	۰/۸۴۸ ± ۰/۰۰۳۷	۰/۸۴۸ ± ۰/۰۰۰۶	۴۰ درجه
۰/۹۳۶ ± ۰/۰۱۳۷	۰/۹۲۰ ± ۰/۰۱۲۳	۰/۹۳۳ ± ۰/۰۰۵۷	۰/۹۰۹ ± ۰/۰۰۳۹	۰/۹۱۳ ± ۰/۰۰۰۶	۵۰ درجه
۰/۹۱۴ ± ۰/۰۱۳۵	۰/۹۴۰ ± ۰/۰۱۲۷	۰/۹۷۹ ± ۰/۰۰۴۸	۰/۹۶۷ ± ۰/۰۰۴۲	۰/۹۶۴ ± ۰/۰۰۰۶	۶۰ درجه
۰/۹۲۷ ± ۰/۰۱۳۴	۰/۹۸۳ ± ۰/۰۲۵۴	۱/۰۱۵ ± ۰/۰۰۵۸	۰/۹۹۱ ± ۰/۰۰۴۳	۰/۹۸۷ ± ۰/۰۰۰۷	۷۰ درجه
۰/۹۷۹ ± ۰/۰۱۳۷	۱/۰۰۹ ± ۰/۰۱۲۷	۱/۰۲۰ ± ۰/۰۰۵۹	۱/۰۰۱ ± ۰/۰۰۴۳	۰/۹۸۹ ± ۰/۰۰۰۷	۸۰ درجه
۱/۰۰۰ ± ۰/۰۱۴۰	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۱۲۸	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۰۴۸	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۰۴۴	۱/۰۰۰ ± ۰/۰۰۰۹	۹۰ درجه

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



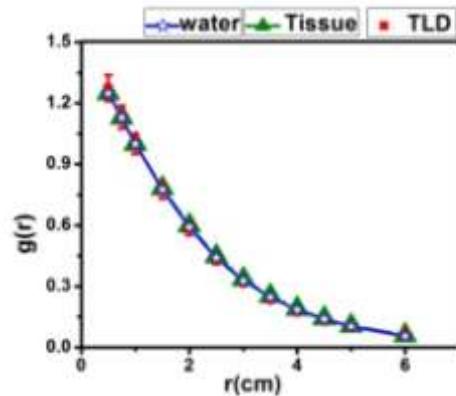
نمودار ۴: نمودارهای A, C, F، تابع ناهمسانگردی اندازه‌گیری شده در تجربه به همراه مقادیر محاسبه شده با استفاده از کد MCNP در فانتوم بافت نرم و آب برای چشممه برآکی تراپی Pd^{103} مدل MED3633

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 چشممه برآکی تراپی Pd^{103} مدل MED3633

$r(cm)$	MCNP در فانتوم بافت نرم
۰/۵	$1/250 \pm 0/0009$
۰/۷۵	$1/130 \pm 0/0029$
۱/۰	$1/000 \pm 0/0007$
۱/۵	$0/782 \pm 0/0014$
۲/۰	$0/599 \pm 0/0030$
۲/۵	$0/447 \pm 0/0058$
۳/۰	$0/334 \pm 0/0019$
۳/۵	$0/253 \pm 0/0015$
۴/۰	$0/189 \pm 0/0033$
۴/۵	$0/142 \pm 0/0055$
۵/۰	$0/106 \pm 0/0087$
۶/۰	$0/058 \pm 0/0072$



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 چشممه برآکی تراپی Pd^{103} مدل MED3633

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

۵ cm	۴ cm	۳ cm	۲ cm	۱ cm	
0.537 ± 0.0130	0.534 ± 0.0032	0.518 ± 0.0046	0.499 ± 0.0022	0.483 ± 0.0004	صفر درجه
0.512 ± 0.0124	0.539 ± 0.0030	0.546 ± 0.0046	0.536 ± 0.0023	0.514 ± 0.0005	۱۰ درجه
0.686 ± 0.0168	0.668 ± 0.0029	0.646 ± 0.0059	0.632 ± 0.0028	0.616 ± 0.0005	۲۰ درجه
0.718 ± 0.0120	0.746 ± 0.0035	0.747 ± 0.0043	0.737 ± 0.0039	0.750 ± 0.0005	۳۰ درجه
0.843 ± 0.0120	0.852 ± 0.0037	0.851 ± 0.0043	0.849 ± 0.0037	0.849 ± 0.0006	۴۰ درجه
0.938 ± 0.0131	0.933 ± 0.0033	0.929 ± 0.0055	0.906 ± 0.0039	0.913 ± 0.0006	۵۰ درجه
0.922 ± 0.0129	0.948 ± 0.0040	0.979 ± 0.0046	0.965 ± 0.0042	0.965 ± 0.0006	۶۰ درجه
1.017 ± 0.0140	1.017 ± 0.0043	1.012 ± 0.0057	1.004 ± 0.0043	1.007 ± 0.0007	۷۰ درجه
1.018 ± 0.0134	1.021 ± 0.0043	1.019 ± 0.0059	1.001 ± 0.0043	0.989 ± 0.0007	۸۰ درجه
1.000 ± 0.0135	1.000 ± 0.0042	1.000 ± 0.0045	1.000 ± 0.0043	1.000 ± 0.0007	۹۰ درجه

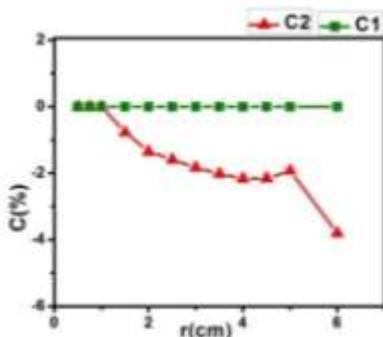
در هریک از نمودارهای ۴ روند تابع ناهمسانگردی حاصل از شبیه‌سازی در فانتوم بافت نرم با نتایج حاصل از شبیه‌سازی در فانتوم آب و تجربه در آب همخوانی دارد. Wallace - خطای گزارش شده در اندازه‌گیری تجربی توسط &Fan (۹)، ۵ درصد گزارش شده و میزان آن در شبیه‌سازی‌ها تا فاصله ۳ cm کمتر از ۲ درصد و تا فاصله ۶ cm کمتر از ۴ درصد می‌باشد. برای نشان دادن بهتر تغییرات این تابع در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت نرم کمیات

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 ۱ cm کمتر از ۲ درصد و تا فاصله ۶ cm کمتر از ۴ درصد می‌باشد. برای نشان دادن اختلاف بهترین مقادیر تابع دز شعاعی به دست آمده در فانتوم آب نسبت به فانتوم بافت نرم، کمیات

$$C_2 = \frac{g(r)_{\text{W}} - g(r)_{\text{T}}}{g(r)_{\text{W}}} \times 100 \quad \text{و} \quad C_1 = \frac{g(r)_{\text{W}} - g(r)_{\text{T}}}{g(r)_{\text{W}}} \times 100$$

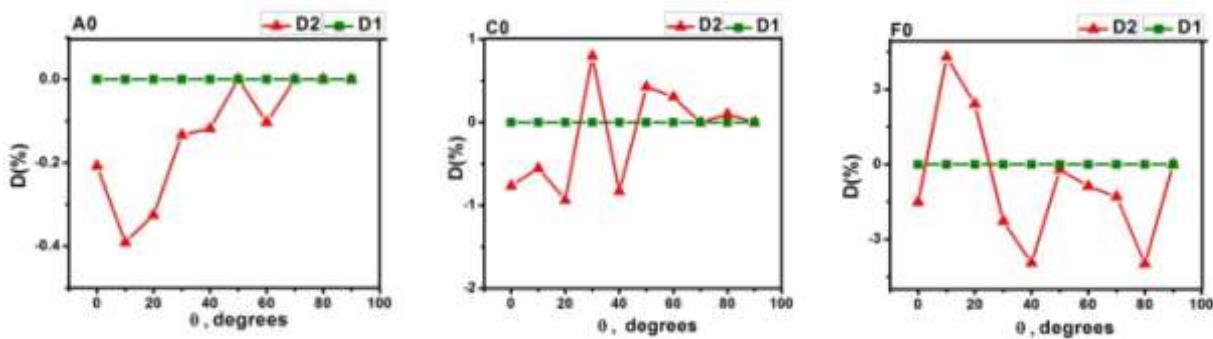
را معرفی کرده که در آن C_1 اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در فانتوم آب نسبت به آب بر حسب درصد و C_2 اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در فانتوم بافت نرم نسبت به فانتوم آب بر حسب درصد می‌باشد. در نمودار ۳ اختلاف نسبی بین این دو حالت مشاهده می‌شود.



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

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

$r(\text{cm})$	$D_2 = \frac{g(r)_W - g(r)_T}{g(r)_W} \times 100$
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 F_0 , C_0 , A_0 به ترتیب اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی در فانتوم آب نسبت به بافت نرم در فاصله‌های ۱، ۳ و ۵ سانتی‌متری از چشم به برآکی تراپی ^{103}Pd مدل MED3633

جدول ۷: اختلاف نسبی تابع ناهمسانگردی بافت نرم نسبت به آب بر حسب درصد

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

با مقادیر به دست آمده توسط دیگران در جدول (۸) مقایسه شده است.

ثبت 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

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

روش	محیط	$\Lambda (\text{cGy}^{-1} \text{U}^{-1})$
Wallace and Fan (Wallace and Fan) [۹]	آب	$0.680 \pm 5\%$
(Li et al) دزیمتری دیودی [۱۳]	آب	$0.693 \pm 5\%$
(Li et al) شبیه‌سازی مونت کارلو [۱۲]	آب	$0.677 \pm 2\%$
MCNP4C در این کار	آب	$0.682 \pm 2\%$
MCNP4C در این کار بافت نرم	بافت نرم	$0.693 \pm 2\%$

بحث

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 چشمکه 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 ۱ cm ۱ کمتر از ۲ درصد و تا فاصله ۶ 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 چشمکه 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 یافته. همان‌طور که نمودار مربوط به این تابع نشان می‌دهد هر چه فاصله از مرکز تقارن چشمکه بیشتر شود، می‌توان افت دز در اثر پدیده‌های تضعیف فوتونی در محیطی که بیشتر در اثر پدیده فوتوالکتریک و پراکنده‌گی کامپیتون می‌باشد.

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

$$g(r) = 1.50645 - 049356 r - 0.05408 r^2 + 0.05223 r^3 - 0.0093 r^4 + 5.43081e^{-4} r^5 \quad (7)$$

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.

$$g(r) = 1.50874 - 0.50758 r - 0.03325 r^2 + 0.04316 r^3 - 0.00773 r^4 + 4.4794e^{-4} r^5 \quad (8)$$

R-Square حاصل از این برآش ۰/۹۹۹۵ 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 اندازه‌گیری 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 توسعه Wallace & Fan (با خطای ۵ درصد) (۹)، می‌باشد.

مقادیر محاسبه شده این تابع با مقادیر اندازه گرفته شده در تجربه با خطای ۵ درصد توسط Wallace & Fan (۹) و MCNP همچنین با مقادیر به دست آمده با استفاده از کد Rivard و همکاران Li (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 چشم و فاصله از خط تقارن آن، سبب نزدیک شدن به ناحیه‌ای از چشم 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 $2 \pm 0.682\%$ می‌باشد که با مقایسه با مقادیر به دست آمده توسط Li و همکاران با استفاده از دزیمتري دیودی از کد MCNP توسط Li و همکاران (۰.۶۷۷ ± ۰.۰۵۷) (۱۳)، مقادیر اندازه گیری شده با استفاده از Rivard (۱۴) مقادیر محاسبه شده توسط Rivard با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو (۰.۵ ± ۰.۰۶۷۲) (۱۴) و Wallace & Fan اندازه گیری در تجربه توسط (۰.۵ ± ۰.۰۶۸۰) (۹) تطابق خوبی دارد. از طرفی هر یک از پارامترهای شدت گرمای هوا و آهنگ دز نقطه مرجع در اندازه گیری 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 (۰.۰۶۹۳ ± ۰.۰۶۹۳) 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.

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 چشم می‌برانی تراپی ^{103}Pd ، چشم‌های با فوتون‌های کم انرژی می‌باشد، عمق نفوذ آن بالا نیست و انرژی آن در فاصله‌های نزدیکتری نسبت به چشم می‌افتد می‌کند بنابراین با قرار دادن چشم می‌در 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 چشم بستگی دارد، به طوری که با افزایش فاصله مقدار C از صفر تا ۴ درصد در فاصله ۶ cm تغییر می‌کند. به این ترتیب می‌توان پی به اثرگذاری نوع ماده (آب یا بافت نرم) در فواصل دورتر از چشم رسید.

تابع ناهمسان‌گردی، بیانی از تغییرات دز به دلیل توزیع ماده رادیو اکتیویته بر روی کره‌های چشم، اثرات خود جذبی درون چشم، احنای کپسول، ضخامت ماده تشکیل دهنده آن و محیط اطراف چشم 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 چشم 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 چشم، 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.

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 چشمۀ افزایش می‌یابد به طوری که در فاصله ۶ cm 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 یافته.

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 این که 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 طوری که 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

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 Radiat 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 measurements 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 measurements 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 Technology, 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. Therefore, 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/cm³ and the soft tissue with the density of 1.04 gr/cm³ 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