

بررسی اثر ناهمگنی بافت بر پارامترهای دوزیمتری چشمه ی براکی تراپی سزیم ۱۳۷ با استفاده از کد MCNP4C

مهدی زه تاییان*^۱، رضا فقیهی^۲، صدیقه سینا^۱، عظیمه نوری زاده^۲

- ۱- دانشجوی دکتری مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
- ۲- استادیار گروه مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی مکانیک، مرکز تحقیقات تابش، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران
- ۳- دانش آموخته مهندسی هسته ای- پرتویزشکی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۵/۲۷

تاریخ دریافت: ۸۹/۱/۲۰

چکیده

مقدمه: براکی تراپی یک روش درمانی است که در آن چشمه های رادیواکتیو برای پرتودهی تومورهای بدخیم از فاصله ی نزدیک به کار گمارده می شود. برای برآورد توزیع دوز در اطراف این چشمه ها روش های مختلفی ارائه گردیده است که یکی از مهمترین این روش ها توسط پروتکل شماره ۴۳ جامعه فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM - TG43) ارائه گردیده است. هدف از انجام این تحقیق به روز رسانی این پروتکل در حضور ناهمگنی هایی چون استخوان و هوا می باشد.

مواد و روش ها: به منظور به روز رسانی پارامتر ثابت نرخ دوز پروتکل TG-43، شبیه سازی مونت کارلو توسط کد MCNP4C در فانتوم های ناهمگن آب- استخوان و آب- هوا انجام گرفت. مقادیر دوز در نقاط مختلف فانتوم های همگن و ناهمگن توسط تالی F6 در سلول های کروی با شعاع نیم میلیمتر برآورد گردید.

نتایج: طبق نتایج به دست آمده در این تحقیق، کاهش دوز در حضور ناهمگنی های هوا و استخوان برای چشمه ی سزیم ۱۳۷ نسبت به فانتوم یکنواخت آب به ترتیب برابر با ۴٪ و ۱۰٪ می باشد. به این ترتیب فاکتور به روز رسانی شده ثابت نرخ دوز (Δ) نیز برای این دو محیط به همین میزان کاهش می یابد.

بحث و نتیجه گیری: با توجه به نتایج بدست آمده به آسانی می توان نتیجه گرفت که تغییرات دوز در حضور این ناهمگنی ها برای چشمه های کم انرژی تر (پالادیم و ید) بارزتر خواهد بود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۳، پیاپی (۲۸)، پاییز ۸۹، ۲۰-۱۵)

واژگان کلیدی: براکی تراپی، TG43، ثابت نرخ دوز، دوزیمتری

* نویسنده مسؤول: مهدی زه تاییان

آدرس: بخش فیزیک هسته ای دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

mehdizehtabian@yahoo.com

تلفن و دورنگار: +۹۸ (۷۱۱)۶۴۷۳۴۷۴

۱- مقدمه

امروزه روش درمانی براکی تراپی نقش مهمی در درمان سرطان های نواحی مختلف بدن از جمله مغز، سر، گردن، پروستات، رحم و غیره دارد [۱].

براکي تراپی دو روش اصلی متفاوت دارد. روش اول، پرتو دهی درون حفره ای می باشد که در آن، چشمه های رادیواکتیو درون حفره های بدن در جوار تومورها قرار می گیرد و آن را در معرض پرتوگیری قرار می دهد. روش دوم براکی تراپی "interstitial" است که در آن دانه های رادیواکتیو مستقیماً در حجم تومور کاشته می شوند. [۲]

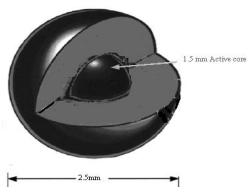
امروزه چشمه های براکی تراپی، بطور گسترده ای برای درمان بیماری ها استفاده می شوند، بنابراین ارائه روش های دقیق برای بدست آوردن توزیع دوز دقیق در اطراف این چشمه ها از اهمیت ویژه ای برخوردار است. پروتکل TG-43 جامعه فیزیک پزشکی آمریکا به عنوان متداول ترین شیوه در بدست آوردن توزیع دوز در اطراف چشمه های براکی تراپی شناخته شده است. براساس این پروتکل، توزیع دوز در اطراف چشمه های براکی تراپی با استفاده از فاکتورهای دوزیمتری فوق الذکر به کمک روش های اندازه گیری تجربی و یا روش های شبیه سازی توسط کدهای مونت کارلو در فانتوم یکنواخت برآورد می گردند [۳، ۴]. بر طبق این پروتکل، پارامترهای دوزیمتری چشمه های مختلف براکی تراپی می بایست قبل از استفاده ی کلینیکی به روش های تجربی یا شبیه سازی برآورد گردد. از زمان ارائه ی این پروتکل، دوزیمتری چشمه های مختلف چون پالادیم، ایریدیم، ید، سزیم و کبالت توسط محققین انجام گرفته است. نرم افزارهای طراحی درمان جدید عمدتاً از این پروتکل برای تخمین توزیع دوز در اطراف چشمه های براکی تراپی استفاده می کنند. بر طبق فرمالیسم TG-43، تخمین دوز بر اساس شبیه سازی و اندازه گیری در فانتوم یکنواخت آب صورت می گیرد. استفاده از فانتوم یکنواخت آب، در تحقیق پارامترهای دوزیمتری چشمه

های براکی تراپی خصوصاً در براکی تراپی سر و گردن [۴] یکی از منابع خطا به حساب می آید. بررسی اثر فانتوم ناهمگن بر توزیع دوز در اطراف چشمه های پالادیم-۱۰۳، ید-۱۲۵ و ایریدیم-۱۹۲ توسط برخی از محققان بررسی شده است [۵، ۶]. بر اساس تحقیقات انجام شده توسط این محققین میزان تاثیر ناهمگنی ها بر توزیع دوز در اطراف چشمه های براکی تراپی با کاهش انرژی چشمه افزایش می یابد [۵، ۶]. هدف از این تحقیق برآورد اثر فانتوم های ناهمگن شامل هوا و استخوان در اطراف چشمه سزیم ۱۳۷ و ارائه ثابت نرخ دوز جدید (Λ') برای این چشمه در فانتوم های ناهمگن می باشد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- چشمه ی سزیم ۱۳۷ مدل سلکترون

این چشمه، که شامل قرص های کروی ۲.۵ میلیمتری می باشند که قطر هسته های فعال آن، ۱.۵ میلیمتر است و با ۰.۵ میلیمتر فولاد پوشانده شده اند (شکل ۱) [۷ و ۸]. با کنار هم قرار دادن چشمه های کروی اکتیو و غیراکتیو^۲ درون اپلیکاتور، می توانیم توزیع های متفاوت دوز را به دست آوریم.



شکل ۱- ساختمان چشمه های کروی سزیم

۲-۲- تکنیک دوزیمتری

۲-۲-۱- دوزیمتری توسط کد مونت کارلو

در مرحله اول، برای به دست آوردن دوز در اطراف چشمه از روش شبیه سازی مونت کارلو به کمک کد MCNP4C استفاده گردید. این کد قادر به در نظر گرفتن برهم کنش های فوتوالکتریک، کامپتون و تولید جفت است [۹]. تالی های بسیار مختلفی در MCNP4C برای شبیه سازی خصوصیات مختلف فیزیکی موجود است. در

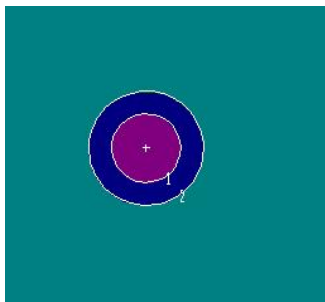
² dummy

¹ seed

هوای آزاد و مجذور فاصله‌ی نقطه‌ی کالیبراسیون از مرکز چشمه در طول نیمساز عمود تعریف می‌شود.

برای محاسبه‌ی SK کره‌ای از هوا را به شعاع ۴ متر به رینگ^۱ هائی با مقطع دایروی به شعاع ۰/۰۶ سانتی متر تقسیم بندی کردیم و به کمک تالی F6، نرخ کرما را در هر یک از رینگ ها به دست آوردیم. علت انتخاب کره با این ابعاد، ایجاد شرایط کامل پراکندگی و جذب در فانتوم هواست. مقادیر کرمای هوا در فواصل ۱ سانتی متری تا ۱۵۰ سانتی متری از مرکز چشمه توسط شبیه سازی به دست آورده شد و مقدار SK در هر فاصله با ضرب مقدار کرمای هوا در مجذور فاصله‌ی نقطه‌ی مورد نظر از مرکز چشمه محاسبه گردید. در نهایت با رسم منحنی SK بر حسب فاصله، عرض از مبدا خط مستقیم عبوری از این نقاط به عنوان مقدار SK انتخاب گردید. SK از رابطه‌ی ۲ با ضرب نرخ کرمای هوا در مجذور فاصله به دست می‌آید. توسط معادله‌ی ۳، SK را از کرمای هوا به دست آوردیم.

$$SK = \dot{K}_\delta(d)d^2 \quad (3)$$



شکل ۲- هندسه‌ی شبیه سازی شده‌ی یک چشمه‌ی فعال در فانتوم همگن

به منظور بررسی اثر ناهمگنی استخوان در توزیع دوز در اطراف چشمه‌های براکی تراپی شبیه سازی مونت کارلو در چهار مرحله تکرار گردید. در مورد اول یک لایه استخوان به ضخامت ۱/۲ میلی متر مطابق شکل در فاصله ۰/۵ سانتی متری از مرکز چشمه شبیه‌سازی گردید (شکل ۳). به این منظور، سل‌های کوچک کروی با شعاع

¹ Torus

² Cell

ابتدا چشمه‌ی نقطه‌ای سزیم در یک فانتوم یکنواخت آب شبیه سازی گردید و پارامتر هائی چون دوز و کرما به دست آمد. بر طبق این شبیه سازی برای چشمه‌ی سزیم ۱۳۷ با انرژی ۶۶۲ کیلو الکترون ولت تقریباً از فاصله‌ی ۲ میلی متری تعادل الکترونی حاصل می‌شود و می‌توان با دقت خوبی کرما و دوز با هم هم خوانی دارند. بنابراین در این تحقیق از تالی F6 برای بدست آوردن دوز جذب شده در یک نقطه مشخص در فانتوم یکنواخت آب، استفاده شد. برای به دست آوردن دوز در نقاط اطراف اپلیکاتور، کره‌هائی به شعاع 0.5 میلیمتر در اطراف اپلیکاتور تعریف گردید. نمای جانبی هندسه‌ی شبیه سازی شده در این تحقیق، در شکل ۲ نشان داده شده است. به طور کلی محاسبه‌ی دوز در فرمالیسم دو بعدی TG-43 به صورت زیر است.

$$\dot{D}(r, \theta) = \frac{\Lambda \cdot SK \cdot G_L(r, \theta)}{G_L(1cm, \pi/2)} \cdot g_L(r) F(r, \theta) \quad (1)$$

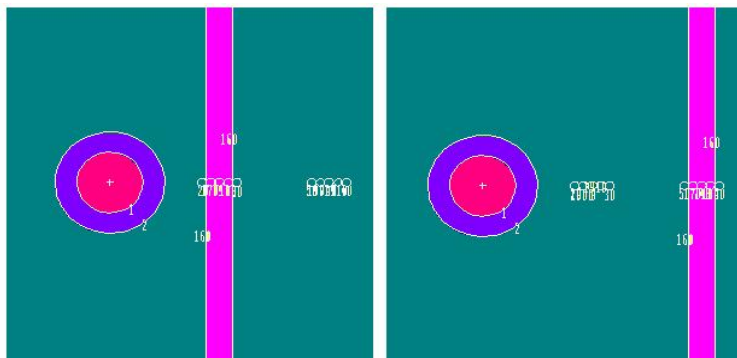
که در آن SK قدرت Air - Kerma، Λ ثابت نرخ دوز، $g(r)$ تابع دوز شعاعی و $F(r, \theta)$ تابع ناهمسانگردی و $G_L(r, \theta)$ تابع هندسی می‌باشد. در این تحقیق، ابتدا توزیع دوز در اطراف یک چشمه‌ی کروی در فانتوم آب توسط کد مونت کارلو 4C بررسی گردید. فاکتور نرخ دوز (Λ) ی این چشمه بر اساس این فرمالیسم محاسبه گردید. براساس این پروتکل Λ توسط معادله‌ی ۲ قابل محاسبه می‌باشد [3, 4].

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(1cm, \pi/2)}{SK} \quad (2)$$

که در آن $\dot{D}(1cm, \pi/2)$ نرخ دوز در فاصله‌ی ۱ سانتی متری و زاویه ۹۰ درجه از چشمه می‌باشد. از آنجا که این چشمه یک چشمه‌ی کروی است، $\dot{D}(1cm, \pi/2)$ برابر با دوز در فاصله‌ی ۱ سانتی متری از مرکز این چشمه می‌باشد. SK به صورت ضرب نرخ Air - Kerma در

بار لایه استخوان در فاصله‌ی ۰/۲۵ سانتی متری از مرکز چشمه سزیم ۱۳۷ قرار گرفت (شکل ۳).

۰/۲ میلی متر، مطابق شکل در لایه ناهمگنی برای اندازه گیری دوز قرار گرفت. برای بررسی اثر محل قرار گرفتن لایه‌های ناهمگنی، شبیه‌سازی بار دیگر تکرار گردید اما این



شکل ۳- هندسه‌ی شبیه‌سازی شده‌ی یک چشمه‌ی فعال در فانتوم ناهمگن

۳- نتایج

نتایج شبیه‌سازی یک چشمه فعال سزیم ۱۳۷ بیانگر عدم حضور ناهمسانگردی در اطراف چشمه کروی سزیم ۱۳۷ می‌باشد، این امر به این علت اتفاق می‌افتد که فوتون‌های این چشمه در تمام جهات به صورت همسانگرد ساطع می‌شود. با شبیه‌سازی یک چشمه‌ی فعال سزیم ۱۳۷ مقدار Δ برابر با ۱/۰۹۳ به دست می‌آید. نتایج و خط‌های شبیه‌سازی انجام شده بر روی فانتوم ناهمگن شامل لایه‌های استخوان و هوا به ترتیب در جدول‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است.

برای بررسی درصد اثر ناهمگنی هوا نسبت به حالت فانتوم یکنواخت شبیه‌سازی‌های مرحله‌های اول و دوم با حضور لایه‌های هوا در فاصله‌های ۰/۲۵ و ۰/۵ سانتی متری از مرکز چشمه تکرار گردید. برای به دست آوردن دوز در فانتوم‌های مختلف تعداد ۱۰۸ ذره و برای شبیه‌سازی قدرت گرمای هوا تعداد ۱۰۹ ذره دنبال گردید.

جدول ۱- درصدکاهش دوز در اثر حضور ناهمگنی استخوان در فواصل مختلف از مرکز چشمه

حالت ۱: ناهمگنی استخوان در فاصله ۰/۲۵ سانتی متر از مرکز سورس			
کاهش دوز (%)	آهنگ دوز در فانتوم همگن (سانتی گری در ساعت بر میکروکوری)	آهنگ دوز در فانتوم ناهمگن (سانتی گری در ساعت بر میکروکوری)	r (cm)
۴/۱۸	۶۲±۰/۰۷	۵۵/۶۵±۰/۰۶	۰/۲۳
۴/۱۹	۵۲/۴۸±۰/۰۶	۴۷/۲۰±۰/۰۵	۰/۲۵
۴/۱۷	۴۴/۹۹±۰/۰۶	۴۰/۴۶±۰/۰۵	۰/۲۷
حالت ۲: ناهمگنی استخوان در فاصله ۰/۵ سانتی متر از مرکز سورس			
کاهش دوز (%)	آهنگ دوز در فانتوم همگن (سانتی گری در ساعت بر میکروکوری)	آهنگ دوز در فانتوم ناهمگن (سانتی گری در ساعت بر میکروکوری)	r (cm)
۴/۲۹	۱۴/۲۴±۰/۰۸	۱۳/۶۰±۰/۰۶	۰/۴۸
۴/۲۷	۱۳/۱۲±۰/۰۸	۱۲/۶۰±۰/۰۶	۰/۵۰
۴/۲۸	۱۲/۱۳±۰/۰۷	۱۱/۶۰±۰/۰۶	۰/۵۲

اثر ناهمگنی بافت بر دزیمتری چشمه سزیم

چشمه نیز به ترتیب $4/18\%$ و $4/28\%$ از دوز در محور عرضی چشمه را کاهش می‌دهند. با توجه به این نتایج می‌توان به جای فاکتور Λ در پروتکل TG-43، مقدار جدید Λ^*a را برای ناهمگنی از جنس (a) معرفی کنیم. مقادیر Λ^*a برای چشمه‌ی سزیم 137 در حضور ناهمگنی‌های استخوان و هوا در جدول 3 داده شده است.

همانطور که از این جدول‌ها پیدا است، متوسط کاهش دوز در حضور لایه‌های هوا نسبت به حالت فانتوم یکنواخت در فاصله‌های $0/25$ و $0/5$ سانتی متری از مرکز چشمه به ترتیب $10/13\%$ و $10/41\%$ می‌باشد. حضور ناهمگنی استخوان در فواصل $0/25$ و $0/5$ سانتی متری از مرکز

جدول 2- درصد کاهش دوز در اثر حضور ناهمگنی هوا در فواصل مختلف از مرکز چشمه

حالت 3: ناهمگنی هوا در فاصله $0/25$ سانتی متر از مرکز سورس			
کاهش دوز (%)	آهنگ دوز در فانتوم همگن (سانتی گری در ساعت بر میکروکوری)	آهنگ دوز در فانتوم ناهمگن (سانتی گری در ساعت بر میکروکوری)	r (cm)
10/20	$62 \pm 0/07$	$55/65 \pm 0/06$	$r (cm) = 0/23$
10/10	$52/48 \pm 0/06$	$47/20 \pm 0/05$	$r (cm) = 0/25$
10/10	$44/99 \pm 0/06$	$40/66 \pm 0/05$	$r (cm) = 0/27$
حالت 4: ناهمگنی هوا در فاصله $0/5$ سانتی متر از مرکز سورس			
کاهش دوز (%)	آهنگ دوز در فانتوم همگن (سانتی گری در ساعت بر میکروکوری)	آهنگ دوز در فانتوم ناهمگن (سانتی گری در ساعت بر میکروکوری)	r (cm)
10/40	$14/24 \pm 0/08$	$12/80 \pm 0/05$	$r (cm) = 0/48$
10/40	$13/12 \pm 0/08$	$11/80 \pm 0/05$	$r (cm) = 0/50$
10/42	$12/13 \pm 0/07$	$10/90 \pm 0/05$	$r (cm) = 0/52$

جدول 3- ثابت نرخ دوز برای فانتوم یکنواخت آب و فانتوم ناهمگن

ناهمگنی	Λ (فانتوم آب)	Λ^*a (فانتوم ناهمگن)
هوا	1/093	0/9837
استخوان	1/093	1/047

4- بحث و نتیجه گیری

بر هم کنش فوتون‌های گاما به ماده به عدد اتمی ماده ی جاذب و انرژی این پرتو بستگی دارد. با افزایش انرژی احتمال پدیده ی جذب فوتوالکتریک کاهش می یابد و به تدریج احتمال پدیده ی کامپتون افزایش می یابد. وابستگی برخورد فوتوالکتریک به توان سوم عدد اتمی ماده ی جاذب باعث تفاوت در ضریب جذب جرمی بافت‌های مختلف بدن خصوصاً در مورد فوتون‌های کم انرژی می شود. از آن جا که ضرایب تضعیف جرمی فوتون‌ها با کاهش انرژی آن‌ها افزایش می‌یابد، انتظار می‌رود که اثر ناهمگنی برای چشمه‌های براکی تراپی با انرژی‌های کمتر، زیاده‌تر شود.

برای گامای ^{137}Cs با انرژی 662 کیلو الکترون ولت، ضریب جذب جرمی آب بیشتر از استخوان و ضریب جذب جرمی استخوان بیشتر از هوا می‌باشد. بنابراین چنانچه انتظار می‌رود، دوز جذب شده در حضور ناهمگنی استخوان و هوا کاهش می‌یابد. مقایسه ی نتایج این تحقیق با نتایج تحقیقات پیشین برای سایر چشمه های براکی تراپی از جمله ید، پالادیم و ایریدیم نشان می دهد که حضور ناهمگنی بافت، برای چشمه های کم انرژی چون ید و پالادیم تاثیر قابل ملاحظه ای بر پارامتر ثابت نرخ دوز این چشمه ها دارد به طوری که در برخی فواصل افزایش دوز استخوان تا 50% نیز گزارش گردیده است. اما این اثر در مورد چشمه های با انرژی های بالاتر مثل ایریدیم و سزیم کمتر می باشد [6].

با تکرار این‌گونه شبیه‌سازی‌ها برای سایر چشمه های براکی تراپی می‌توان دقت دزیمتری اطراف این گونه چشمه‌ها را افزایش داد و به این ترتیب با به روز رسانی

۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از کارکنان محترم مرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز که نهایت همکاری را داشتند تشکر می نمایند.

فرمالیسم TG-43 با معرفی ثابت نرخ دوز جدید هر چشمه در بافت های مختلف با عدد اتمی و چگالی های مختلف یکی از بزرگترین نقیصه های این پروتکل که همگن فرض کردن بافت است، برطرف می گردد.

منابع

1. Ghiassi-Nejad M, Jafarizadeh M, Ahmadian-Pour MR, Ghahramani AR. Dosimetric characteristics of ¹⁹²Ir sources used in interstitial brachytherapy. *Appl Radiat Isot.* 2001 Aug;55(2):189-95.
2. Williamson JF, Thomadsen BR, Nath R. Brachytherapy physics. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing; 1995.
3. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. American Association of Physicists in Medicine. *Med Phys.* 1995 Feb;22(2):209-34.
4. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, Mitch MG, Nath R, Williamson JF. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys.* 2004 Mar;31(3):633-74.
5. Slate LJ, Elson HR, Lamba MA, Kassing WM, Soldano M, Barrett WL. A Monte Carlo Brachytherapy Study For Dose Distribution Prediction in an Inhomogeneous Medium. *Med Dosim.* 2004 Winter;29(4):271-8.
6. Gang Song, Wu Y, A Monte Carlo interstitial brachytherapy study for AAPM TG-43 dose calculation formalism in heterogeneous media. *Proceeding of the 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*; 2008 May 16-18; Shanghai, China. P. 1005-8.
7. Wilkinson JM, Moore CJ, Notley HM, Hunter RD. The use of Selectron afterloading equipment to simulate and extend the Manchester system for intracavitary therapy of the cervix uteri. *Br J Radiol.* 1983 Jun;56(666):409-14.
8. Fragoso M, Love PA, Verhaegen F, Nalder C, Bidmead AM, Leach M, Webb S. The dose distribution of low dose rate Cs-137 in intracavitary brachytherapy: comparison of Monte Carlo simulation, treatment planning calculation and polymer gel measurement. *Phys Med Biol.* 2004 Dec 21;49(24):5459-74.
9. Brimeister FJ. MCNP-A General Monte Carlo N-particle Transport Code, version 4C. Los Alamos National laboratory. Los Alamos, NM, 2000.