

بررسی ناهمسانگردی ایجاد شده توسط اپلیکاتور استوانه ای بر توزیع دوز اطراف چشمه ی براکی تراپی سزیم-۱۳۷ با استفاده از کد MCNP4C

صدیقه سینا^۱، رضا فقیهی^۲، مهدی زه تاییان^{۳*}، سیمین مهدی زاده^۲

۱- دانشجوی دکتری مهندسی پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

۲- استادیار گروه مهندسی پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی مکانیک، مرکز تحقیقات تابش، دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

۳- کارشناسی ارشد مهندسی پرتوپزشکی، مرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز، شیراز، ایران

تاریخ دریافت: ۹۰/۲/۲۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۴/۲۵

چکیده

مقدمه: براکی تراپی یک روش پرتودرمانی است که در آن چشمه های رادیواکتیو برای پرتودهی تومورهای بدخیم نواحی مختلف بدن از جمله سر، پروستات و رحم از فاصله ی نزدیک به کار می روند.

مواد و روش ها: چشمه ی سزیم سلکترون، یکی از چشمه های با آهنگ دوز کم است که در سیستم های بارگذاری از راه دور برای درمان سرطان های مختلف استفاده می شود. این سیستم متشکل از چشمه های فعال و غیر فعال کروی به قطر ۲/۵ میلیمتر است که با چینش های متنوع آن ها درون اپلیکاتور، می توان توزیع های دوز مختلفی را به وجود آورد. در این تحقیق ابتدا یک تک چشمه ی کروی سزیم ۱۳۷ در حضور اپلیکاتور در فانتوم یکنواخت آب شبیه سازی گردید و توزیع دوز در فواصل مختلف از چشمه با روش مونت کارلو توسط کد MCNP4C محاسبه شد. سپس شبیه سازی شش چشمه ی کروی درون اپلیکاتور و شش چشمه ی نقطه ای تکرار گردید.

نتایج: ناهمسانگردی ناشی از حضور اپلیکاتور، با محاسبه ی نسبت دوز در نقاط واقع در یک فاصله ی خاص و زوایای مختلف در صفحه ی طولی به دوز در همان فاصله و زاویه ی ۹۰ درجه به دست می آید. بر طبق نتایج به دست آمده از این تحقیق، با دور شدن از زاویه ی ۹۰ درجه، دوز کاهش می یابد. به طوری که به عنوان مثال برای نقاط واقع در فاصله ی ۵ و ۷ سانتی متری از مرکز چشمه و زاویه ی ۱۶۵ درجه، این اختلاف به ترتیب به حدود ۵/۸٪ و ۵/۱٪ می رسد. با افزایش چشمه ها به ۶ چشمه این مقادیر به ۳۰٪ برای زاویه ی ۵ درجه افزایش می یابد.

بحث و نتیجه گیری: بر طبق نتایج این تحقیق، حضور اپلیکاتور باعث کاهش دوز در لبه های اپلیکاتور نسبت به صفحه ی عرضی آن می شود. در حالی که در سیستم های طراحی درمان توزیع دوز یکنواختی در اطراف اپلیکاتور در نظر گرفته می شود که این امر باعث ایجاد خطا در طراحی درمان (خصوصاً وقتی تعداد چشمه ها زیاد است) می گردد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۲، پیاپی (۳۱)، تابستان ۹۰: ۴۵-۵۲)

واژگان کلیدی: براکی تراپی، طراحی درمان، ناهمسانگردی، توزیع دوز، اپلیکاتور

۱- مقدمه

نزدیک به کار می روند. این روش درمانی نقش مهمی در درمان سرطان های نواحی مختلف بدن از جمله مغز، سر، گردن، پروستات، رحم و غیره دارد [۱].

براکی تراپی دو روش اصلی متفاوت دارد. روش اول، پرتو دهی درون حفره ای می باشد که در آن، چشمه های رادیواکتیو با قرار گرفتن درون حفره های بدن در نزدیک تومور، آن را در معرض پرتوگیری قرار می دهند روش دوم

براکی تراپی یک روش درمانی است که در آن چشمه های رادیواکتیو برای پرتودهی تومورهای بدخیم از فاصله ی

* نویسنده مسئول: مهدی زه تاییان

آدرس: خیابان ملاصدرا، دانشکده مهندسی مکانیک، بخش هسته ای،

کدپستی ۷۱۳۴۸۵۱۱۵۴: شیراز، ایران

mehdizehtabian@yahoo.com

تلفن: +۹۸۹۳۶۴۴۷۹۴۳۶

نماینده: +۹۸ (۷۱۱) ۶۴۷۳۴۷۴

نگرفتن اثر اپلیکاتور باعث ایجاد خطای ۴۰ درصدی در یک نقطه ی رکتوم، می گردد [۶].

در این تحقیق اثرات شیلدینگ اپلیکاتور مستقیم موسوم به اپلیکاتور استوانه ای، بر توزیع دوز در اطراف چشمه های کروی با چیدمان های مختلف به روش شبیه سازی مونت کارلو (کد MCNP4C) مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- مواد و روشها

۱-۲- چشمه ی سزیم ۱۳۷ مدل سلکترون

چشمه سزیم ۱۳۷ سلکترون، قرص کروی ۲/۵ میلیمتری است که شامل هسته فعال با قطر ۱/۵ میلیمتر و پوشش فولادی به ضخامت ۰/۵ میلیمتر می باشد. با کنار هم قرار دادن چشمه های کروی فعال و غیر فعال^۱ درون اپلیکاتور های مختلف، می توان توزیع های متفاوت دوز را برای اعمال دوز کشنده به بافت های ناسالم به دست آورد. یکی از انواع اپلیکاتور های مورد استفاده در براکی تراپی درون حفره ای، اپلیکاتور مستقیم استوانه ای است که چیدمان های مختلف چشمه های کروی فعال و کره های غیر فعال به نحوی وارد آن می شوند که توزیع دوز مناسب جهت درمان بیمار حاصل گردد. (شکل ۱).



شکل ۱- اپلیکاتور مستقیم (سیلندر) شبیه سازی شده در این مطالعه

۲-۲- شبیه سازی با استفاده از کد مونت کارلو

MCNP4C

برای به دست آوردن توزیع دوز در اطراف چشمه ی سزیم ۱۳۷ از روش شبیه سازی مونت کارلو کد MCNP4C استفاده گردید. در این کد بر هم کنش های فوتوالکتریک، کامپتون و تولید جفت در نظر گرفته شده است. کدهای مبتنی بر روش مونت کارلو خصوصاً کد MCNP کاربردهای فراوانی در محاسبات توزیع دوز در اطراف چشمه های مختلف براکی تراپی یافته اند [۷-۱۱].

براکی تراپی داخل نسجی^۱ است که در آن چشمه های رادیواکتیو مستقیماً در حجم تومور کاشته می شوند [۲]. هدف از این تحقیق، نشان دادن تاثیر اپلیکاتور بر نحوه ی توزیع دوز داخل بدن در براکی تراپی با چشمه سزیم ۱۳۷ دستگاه سلکترون^۲ است. اثر تضعیف و پراکندگی از اپلیکاتور و چشمه های غیر فعال باعث نایکنواختی توزیع دوز در اطراف چشمه می شود. در این تحقیق به کمک شبیه سازی توسط کد MCNP4C به بررسی نحوه ی توزیع دوز در اطراف چشمه در حضور اپلیکاتور می پردازیم. پیش از این نیز تحقیقاتی در مورد نحوه ی اثر انواع اپلیکاتورها در چشمه های مختلف براکی تراپی انجام گرفته است.

در سال ۱۹۸۳، ویلکینسون و همکاران توزیع دوز در اطراف واحد براکی تراپی سلکترون را اندازه گیری نمودند و به این نتیجه رسیدند که عدم به حساب آوردن اثرات شیلدینگ اپلیکاتور و کره های جداکننده^۳ در یک چیدمان خاص از چشمه ها خطای بسیار زیادی را در لبه های اپلیکاتور ایجاد می کند [۳]. در سال ۱۹۸۷، پلا و همکاران یک تحقیق تجربی را برای محاسبه ی دوز در اطراف اپلیکاتور ها با چشمه کبالت ۶۰ با آهنگ دوز بالا (HDR)^۴ انجام دادند و کاهش ۲۲ درصدی دوز را در انتهای اپلیکاتور ناشی از اثر شیلدینگ آن ملاحظه نمودند [۴]. در سال ۱۹۹۱ سوئیک و همکاران به بررسی اثرات شیلدینگ اپلیکاتور در اطراف یک چشمه سزیم براکی تراپی پرداختند و ۲۰ درصد کاهش دوز را در لبه ی اپلیکاتور مشاهده کردند [۵].

در سال ۲۰۱۰، یو و همکاران اثر اپلیکاتور هنسکل^۵ را بر توزیع دوز در اطراف چشمه ی براکی تراپی با آهنگ دوز بالای ایریدیم-۱۹۲ بررسی کردند و نشان دادند که در نظر

¹ Interstitial

² Selectron

³ Spacers

⁴ HDR

⁵ Henskel

⁶ Dummy

با ابعاد ۳۰×۳۰×۳۰ سانتی متر شبیه سازی گردید. جهت به دست آوردن دوز در اطراف یک چشمه ی فعال، پوسته های کروی هم مرکز با چشمه ی فعال ضخامت ۰/۵ میلیمتر در فواصل مختلف از چشمه تعریف گردید. تالی های^۵ مختلفی در MCNP4C برای شبیه سازی خصوصیات فیزیکی موجود است. پرز و همکاران در سال ۲۰۰۴ نشان دادند که برای محاسبه ی دوز در اطراف چشمه ی سزیم ۱۳۷ مورد استفاده در براکی تراپی، برای فواصل بیش از ۲ میلیمتر می توان از تالی F6 استفاده کرد.[۱۱] در این تحقیق نیز از تالی F6 برای بدست آوردن دوز جذب شده در نقاط مختلف در فانتوم آب، استفاده شد. برای محاسبه ی قدرت گرمای^۶ هوا (Sk)، یک فانتوم کروی از جنس هوا به شعاع ۵۰۰ سانتی متر شبیه سازی گردید و با استفاده از تالی F6، گرمای هوا در این فانتوم در فواصل مختلف از چشمه ی فعال به دست آمد، قدرت گرمای هوا نیز با استفاده از رابطه Sk=K.d2 محاسبه شد و در نهایت مقادیر $\frac{D(r)}{S_k}$ به دست آمده از شبیه سازی مونت کارلو با نتایج تحقیقات پیشین مقایسه گردید.

در مرحله ی دوم به منظور بررسی اثر تضعیفی اپلیکاتور بر پارامترهای دوزیمتری چشمه ی سزیم ۱۳۷، ابتدا یک تک چشمه فعال کروی در درون اپلیکاتور استوانه ای (در انتهای اپلیکاتور) شبیه سازی گردید و سایر کره های درون اپلیکاتور غیر فعال در نظر گرفته شد. در این مرحله نیز مجموعه ی چشمه و اپلیکاتور در درون یک فانتوم مکعبی یکنواخت آب با ابعاد ۳۰×۳۰×۳۰ سانتی متر مکعب شبیه سازی شد. برای به دست آوردن دوز در نقاط اطراف اپلیکاتور، حلقه هائی به شعاع سطح مقطع ۰/۵ میلیمتر در اطراف اپلیکاتور در فواصل و زوایای مختلف تعریف گردید و مانند مرحله ی قبل با استفاده از تالی F6 مقادیر دوز در سلول های مختلف محاسبه گردید. نمای جانبی

شبیه سازی چشمه سزیم ۱۳۷ براکی تراپی در چهار مرحله انجام گرفت. در مرحله ی اول، جهت بررسی صحت شبیه سازی های انجام شده توسط کد MCNP4C، مقادیر $\frac{D(r)}{S_k}$ به دست آمده برای یک چشمه ی کروی توسط این کد با نتایج شبیه سازی توسط کد GEANT4^۱ و الگوریتم محاسباتی مورد استفاده در سیستم های طراحی درمان چشمه ی سزیم ۱۳۷ سلکترون (تقریب میزبرگر^۲) مقایسه گردید [۱۲،۱۳].

در تقریب میزبرگر، توزیع دوز در اطراف یک چشمه ی نقطه ای توسط رابطه ی زیر به دست می آید:

$$D(r) = \frac{\varphi(r)}{r^2} S_k \left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{air}^{water}$$

که در آن، $\left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{air}^{water}$ نسبت ضرایب جذب جرمی برای آب و هواست و Sk قدرت گرمای هوا^۳ می باشد. $\varphi(r)$ چند جمله ای میزبرگر است که تضعیف فوتون های اولیه و اثر فوتون های پراکنده را در آب منظور می کند. چند جمله ای میزبرگر، یک چند جمله ای مرتبه ۳ با ضرایب A=1.009، B=-9.2×10⁻³ cm⁻¹، C=-3.46×10⁻⁴ cm⁻²، D=-2.85×10⁻⁵ cm⁻³ می باشد. در این تقریب، چشمه نقطه ای فرض شده و از اثرات تضعیف اپلیکاتور و پوشش چشمه نیز صرف نظر می شود. سیستم های طراحی درمان چشمه ی براکی تراپی سزیم سلکترون از این تقریب استفاده می کنند. توسط رابطه ی میزبرگر، می توان توزیع دوز در اطراف یک تک چشمه را با دقت نسبتاً خوبی محاسبه نمود، اما در مورد چیدمان های متشکل از چندین چشمه ی فعال و غیر فعال در درون اپلیکاتور، استفاده از این رابطه خطای بسیاری را در طراحی درمان ایجاد می کند. در این مرحله یک چشمه ی کروی سزیم ۱۳۷ در مرکز یک فانتوم^۴ مکعبی

¹ GEneration ANd Tracking

² Meisberger

³ Air kerma strength

⁴ Phantom

⁵ Tally

⁶ Kerma

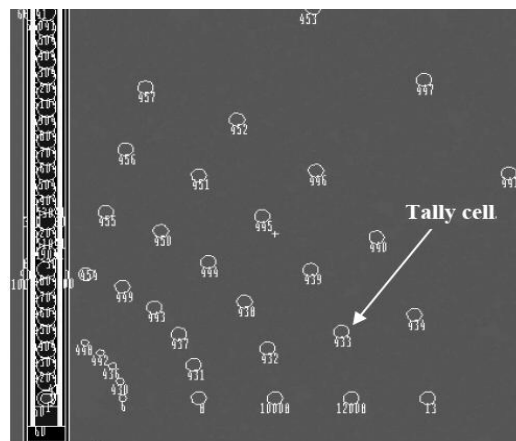
انتهای اپلیکاتور، چشمه های فعال، و سایر کره های درون اپلیکاتور غیر فعال در نظر گرفته شدند. در این مرحله نیز دوز جذبی نقاط مختلف در اطراف اپلیکاتور توسط تالی F6 برآورد گردید.

در مرحله ی چهارم به منظور برآورد اثر اپلیکاتور و کره های غیر فعال درون اپلیکاتور بر توزیع دوز، شبیه سازی مونت کارلو برای شش چشمه ی نقطه ای بدون حضور کره های غیر فعال و اپلیکاتور نیز انجام گردید و توزیع دوز در اطراف این چشمه های نقطه ای نیز همانند دو مرحله ی قبل، با تعریف حلقه هائی به شعاع ۰/۵ میلیمتر برآورد گردید.

۳- نتایج

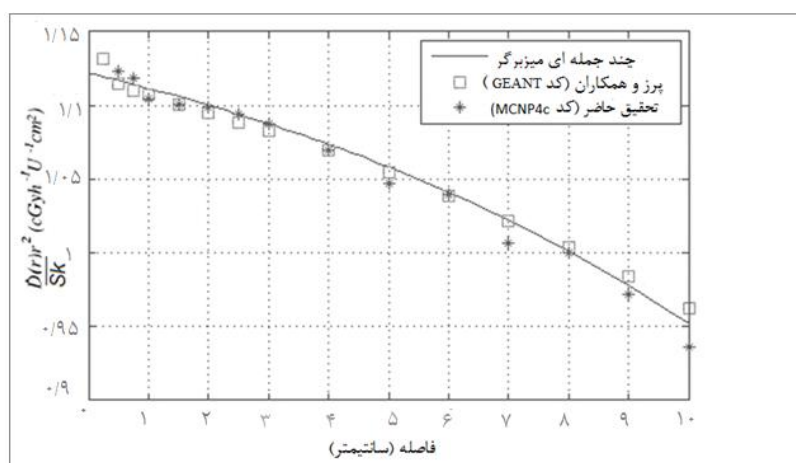
مقایسه ی نتایج حاصل از شبیه سازی MCNP برای مقادیر $\frac{D(r)}{S_k}$ در فواصل مختلف از یک چشمه ی فعال کروی با نتایج کد Geant در شکل ۳ نشان داده شده است. چنانچه از این شکل پیداست، مقادیر $\frac{D(r)}{S_k}$ به دست آمده در این تحقیق برای یک چشمه ی کروی فعال، با نتایج کد Geant و تقریب میزبرگر همخوانی دارد.

هندسه ی شبیه سازی شده در این تحقیق، در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل ۲- هندسه ی شبیه سازی شده ی یک چشمه ی فعال درون اپلیکاتور

از آنجا که در درمان های رایج با استفاده از اپلیکاتورهای استوانه ای از چندین چشمه ی کروی با چیدمان های مختلف استفاده می شود، بنابراین اثر ناهمسانگردی ایجاد شده در اطراف اپلیکاتور نسبت به حالتی که تنها یک چشمه ی فعال درون اپلیکاتور وجود دارد، بیشتر خواهد بود. برای بررسی میزان این تاثیر در مرحله ی سوم شبیه سازی های فوق با شش چشمه ی فعال درون اپلیکاتور تکرار گردید. به این ترتیب که شش چشمه ی موجود در

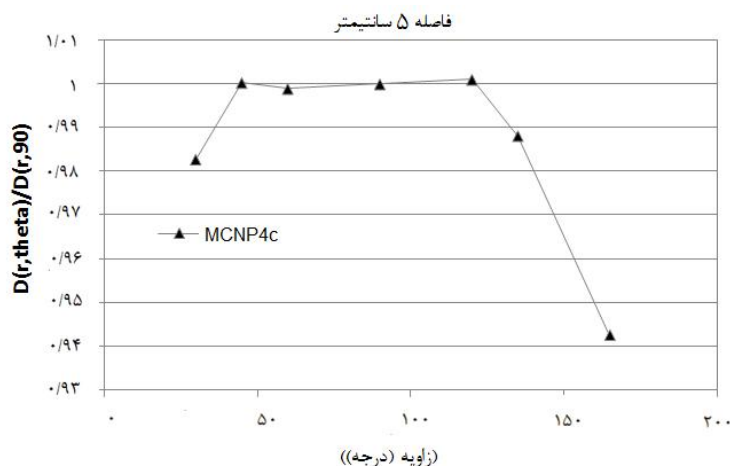


شکل ۳- مقایسه ی نتایج به دست آمده از شبیه سازی MCNP4c یک چشمه ی فعال کروی با نتایج کد GEANT و چند جمله ای میزبرگر جدول ۱- ناهمسانگردی ایجاد شده در توزیع دوز بر اثر حضور اپلیکاتور، (نتایج شبیه سازی مونت کارلو)

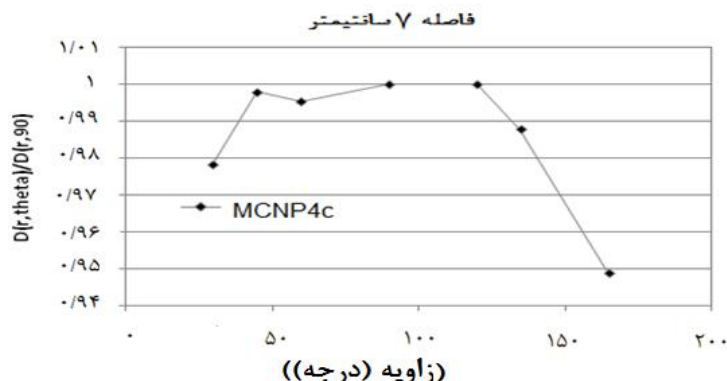
فاصله (سانتیمتر)	$D(r,\theta) / D(R,90)$						
	۳۰°	۴۵°	۶۰°	۹۰°	۱۲۰°	۱۳۵°	۱۶۵°
۱	۰/۰۰۵±۰/۹۸۷	۰/۰۰۳±۱/۰۰۱	۰/۰۰۴±۱/۰۰۴	۱/۰۰۰±۰/۰۰۳	۰/۰۰۳±۱/۰۰۳	۰/۰۰۳±۰/۹۸۹	۰/۰۰۵±۰/۹۲۸
۲	۰/۰۰۵±۰/۹۸۶	۰/۰۰۴±۱/۰۰۲	۰/۰۰۴±۱/۰۰۳	۱/۰۰۰±۰/۰۰۳	۰/۰۰۴±۱/۰۰۲	۰/۰۰۴±۰/۹۸۹	۰/۰۰۵±۰/۹۳۱
۳	۰/۰۰۶±۰/۹۸۵	۰/۰۰۴±۱/۰۰۱	۰/۰۰۵±۱/۰۰۱	۱/۰۰۰±۰/۰۰۴	۰/۰۰۴±۱/۰۰۲	۰/۰۰۵±۰/۹۸۹	۰/۰۰۶±۰/۹۳۴
۵	۰/۰۰۶±۰/۹۸۳	۰/۰۰۵±۰/۹۹۹	۰/۰۰۵±۱/۰۰۰	۱/۰۰۰±۰/۰۰۵	۰/۰۰۵±۱/۰۰۱	۰/۰۰۶±۰/۹۸۸	۰/۰۰۷±۰/۹۴۲
۷	۰/۰۰۷±۰/۹۷۸	۰/۰۰۶±۰/۹۹۵	۰/۰۰۶±۰/۹۹۸	۱/۰۰۰±۰/۰۰۵	۰/۰۰۶±۱/۰۰۰	۰/۰۰۷±۰/۹۸۷	۰/۰۰۷±۰/۹۴۹

جدول ۱ نتایج حاصل از مرحله دوم این پژوهش، که به منظور بررسی ناهمسانگردی ناشی از حضور اپلیکاتور در اطراف یک چشمه ی سزیم کروی در فانتوم آب انجام گرفته را نشان می دهد. با توجه به جدول، هر چه به سمت لبه های اپلیکاتور نزدیک می شویم، ناهمسانگردی در توزیع دوز بیشتر می شود. به طوری که برای زاویه ی ۱۶۵ درجه کاهش دوزی معادل ۵ تا ۶ درصدی نسبت به زاویه ی ۹۰ درجه مشاهده می گردد. شکل های ۴ و ۵، اثرات این ناهمسانگردی را در فواصل ۵ و ۷ سانتی متری از مرکز یک چشمه ی فعال نشان می دهند.

شکل ۴- ناهمسانگردی ایجاد شده در اثر حضور اپلیکاتور در فاصله ی ۵ سانتی متری از چشمه



شکل ۴- ناهمسانگردی ایجاد شده در اثر حضور اپلیکاتور در فاصله ی ۵ سانتی متری از چشمه

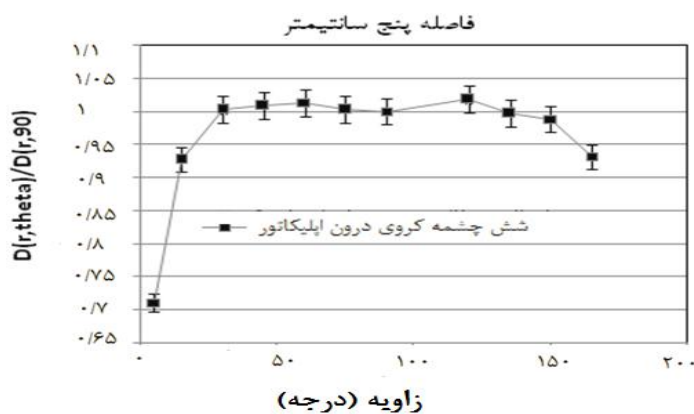


شکل ۵- ناهمسانگردی ایجاد شده در اثر حضور اپلیکاتور در فاصله ی ۷ سانتی متری از چشمه

جدول ۲- درصد اختلاف دوز محاسبه شده در فواصل و زوایای مختلف برای شش چشمه ی کروی فعال با حضور اپلیکاتور و چشمه های غیر فعال با دوز

محاسبه شده برای شش چشمه نقطه ای

فاصله r (cm)	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	زاویه θ
۵					۳۲/۰۵	۳۱/۹۶	۳۱/۵۰	
۱۵		۸/۸۴	۱۰/۰۹	۱۱/۲۳	۱۰/۷۴	۱۱/۲۶	۱۱/۱۳	
۳۰	۳/۸۵	۳/۲۲	۳/۵۲	۴/۳۳	۳/۶۲	۱/۷۴	۰/۴۲	
۴۵	۲/۱۵	۱/۷۵	۱/۱۵	۱/۱۴	۲/۵۶	۲/۵۰	۱/۰۴	
۶۰	۱/۶۴	۱/۷۸	۰/۶۶	۲/۲۲	-۰/۱۳	۱/۱۸	۰/۹۸	
۷۵	۲/۱۵	۲/۲۹	۱/۷۹	۰/۹۳	۱/۲۷	۳/۸۳	۴/۳۴	
۹۰	۱/۹۷	۲/۲۳	۱/۷۹	۱/۶۴	۰/۸۸	۱/۴۹	۳/۳۱	
۱۰۵		۱/۵۶	۱/۸۰	۱/۴۱	۱/۴۴	۰/۶۰	۱/۲۶	
۱۲۰	۲/۸۸	۰/۹۹	۱/۱۸	۰/۸۰	-۰/۱۰	-۱/۲۰	-۱/۶۴	
۱۳۵	۱/۴۹	۲/۴۶	۲/۴۱	۲/۴۳	۳/۲۳	۳/۸۵	۴/۰۷	
۱۵۰	۳/۶۰	۳/۸۴	۴/۹۲	۴/۹۹	۴/۷۴	۵/۷۶	۷/۵۰	
۱۶۵	۱۱/۷۵	۱۱/۶۱	۱۰/۹۴	۹/۹۵	۹/۱۷	۸/۱۱	۱۸/۱۵	



شکل ۶- دوز در زوایای مختلف نسبت به دوز در زاویه ی ۹۰ درجه در اثر حضور اپلیکاتور در فاصله ی ۵ سانتی متری از شش چشمه

سیستم های طراحی درمان، دوز جذبی در اطراف این چیدمان ها از طریق جمع دوز ناشی از هر یک از چشمه ها به دست آید، خطای بسیار زیادی در محاسبات وجود خواهد داشت.

نتایج حاصل از شبیه سازی شش چشمه ی نقطه ای در حضور اپلیکاتور و چشمه های غیر فعال برای فاصله ی ۵ سانتی متری در شکل ۶ نشان داده شده است. با توجه به نمودار بیشترین کاهش دوز در حضور کره های غیر فعال و اپلیکاتور در زاویه ی ۵ درجه به میزان ۳۰٪ در فواصل مشاهده می شود.

جدول ۲ درصد اختلاف دوز برای شش چشمه ی کروی سزیم با حضور چشمه های غیر فعال و اپلیکاتور (حالت واقعی) و تقریب چشمه ی نقطه ای (فرض سیستم های طراحی درمان) را در فواصل ۱ تا ۷ سانتی متری و زوایای ۵ تا ۱۶۵ درجه نشان می دهد.

با افزایش تعداد چشمه های فعال، اثر شیلدینگ اپلیکاتور و چشمه های غیر فعال افزایش می یابد و این افزایش ناهمسانگردی (کاهش دوز) هر چه از محور عرضی اپلیکاتور ($\theta=90^\circ$) به سمت لبه های اپلیکاتور ($\theta=0^\circ$ & $\theta=180^\circ$) پیش می رویم، بارزتر می شود. به طوری که اگر به مانند الگوریتم های مورد استفاده در

۴- بحث

سیستم های طراحی درمان مورد استفاده برای چشمه ی سزیم ۱۳۷ با آهنگ دوز پائین، محاسبات دوز در اطراف این چشمه ها را بدون در نظر گرفتن اثرات تضعیف ناشی از اپلیکاتور ها و کره های غیر فعال انجام می دهند، این در حالی است که تضعیف ناشی از حضور این اجزاء، خطای غیر قابل اغماضی را در محاسبات دوز خصوصا در لبه ی اپلیکاتور ایجاد می کند و این امر لزوم در نظر گرفتن این اثرات در محاسبات دوز را روشن می سازد.

به عنوان مثال برای درمان بیماران توسط چشمه ی سلکترون، بیشتر از یک چشمه ی فعال در درون اپلیکاتور استفاده می شود و میزان ناهمسانگردی در توزیع دوز اطراف همه ی چشمه ها باعث جمع این خطا در لبه های اپلیکاتور و افزایش غیر قابل اغماض آن گردد، به طوری که اگر شش چشمه ی اول درون اپلیکاتور را به عنوان چشمه های فعال در نظر بگیریم، کاهش ۳۰ درصدی دوز در زاویه ی ۱۸۰ درجه نسبت به زاویه ی ۹۰ درجه (محور عرضی اپلیکاتور) خطای بسیار زیادی را در اطراف چشمه ها ایجاد می کند.

۵- نتیجه گیری

بر طبق توصیه های جامعه ی رادیوتراپی و آنکولوژی اروپا (ESTRO) در سال ۲۰۰۴، اثرات ناهمگنی بافت و حفاظ

های چشمه را می بایست در سیستم های طراحی درمان در نظر گرفت [۱۴]. این در حالی است که اکثر سیستم های طراحی درمان، اثر اپلیکاتور و سایر چشمه ها را در محاسبات دوز در نظر نمی گیرند [۱۷-۱۵]. در این تحقیق، به بررسی میزان کاهش دوز در اطراف چشمه براکی تراپی سزیم ۱۳۷ ناشی از حضور اپلیکاتور توسط شبیه سازی مونت کارلو به کمک کد MCNP4c پرداخته شده است. بر اساس نتایج این پژوهش، نادیده گرفتن کاهش دوز ناشی از اپلیکاتور باعث ایجاد خطا در طراحی درمان خصوصا در لبه های اپلیکاتور می شود، بنابراین الگوریتم های مورد استفاده در نرم افزار های طراحی درمان می بایست برای در نظر گرفتن تضعیف ناشی از حضور اپلیکاتور ها و سایر چشمه ها تصحیح گردند به طوری که روش های جدید محاسباتی دوز مانند الگوریتم TG-۴۳ جایگزین الگوریتم های قدیمی (تقریب چشمه ی نقطه ای میزبرگر) گردد به علاوه تصحیحاتی برای منظور کردن اثرات ناهمسانگردی اطراف اپلیکاتور در نظر گرفته شود و خطای ناشی از نادیده گرفتن اثر اپلیکاتور و چشمه های غیر فعال به حداقل برسد.

منابع

- Ghiassi-Nejad M, Jafarizadeh, Ahmadian-pour MR, Ghahramani AR. Dosimetric characteristics of 192-Ir sources in interstitial brachytherapy. *Appl Radiat Isot.* 2001;55(2):189-95.
- Williamson JF, Thomadsen BR, Nath R. *Brachytherapy physics*. 2nd ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing; 1995.
- 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; 56(666):409-14.
- Pla C, Evans M, Podgorsak EB. Dose distributions around Selectron applicators. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1987;13:1761-6.
- Siwek RA, OBrien PF, Leung PMK. Shielding effects of Selectron applicator and pellets on isodose Distributions. *Radiother. Oncol.* 1991;20:132-8.
- Yu PC, Chao TC, Lee CC, Wu CJ, Tung CJ. A Monte Carlo dosimetry study using Henschke applicator for cervical brachytherapy. *Nucl Instrum Methods Phys Res A.* 2010; 619(13):411-4.

7. Saidi P, Sadeghi M, Shirazi A, Tenreiro C. Dosimetric parameters of the new design 103Pd brachytherapy source based on Monte Carlo study. *Phys Med*. 2011 Jan 18. [Epub ahead of print]
8. Gerardy I, denas J, Gallardo S. Uncertainty analysis in MCNP5 calculations for brachytherapy treatment. *Appl Radiat Isot*. 2011;69(8):1108-11.
9. Zehtabian M, Faghihi R, Sina S. Comparison of dosimetry parameters of two commercially available Iodine brachytherapy seeds using Monte Carlo calculations. *Iran. J. Radiat. Res*. 2010;7 (4):217-22.
10. Francisco JC, Salvador GP, Elena C, Beatriz M, Coral B, Pedro G. Dosimetric characterization of an 192Ir brachytherapy source with the Monte Carlo code PENELOPE. *Phys Med*. 2010;26(3):132-9.
11. Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E. Monte Carlo dosimetric characterization of the Cs-137 Selectron /LDR source: evaluation of applicator attenuation and superposition approximation effects. *Med Phys*. 2004;31(3):493-9.
12. Meisberger LL, Keller RJ, Shalek RJ. The effective attenuation in water of the gamma rays of gold 198, iridium 192, cesium 137, radium 226, and cobalt 60. *Radiology*. 1968;90(5): 953-7.
13. Venselaar JLM, Calatayud JP. European Guidelines for Quality Assurance in Radiotherapy. ESTRO Booklet No. 8, European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Garant, Belgium, 2004.
14. Markman J, Williamson JF, Dempsey JF, Low DA. On the validity of the superposition principle in dose calculations for intracavitary implants with shielded vaginal colpostats. *Med Phys*. 2001; 28(2):147-55.
15. Lymperopoulou G, Pantelis E, Papagiannis P, Rozaki-Mavrouli H, Sakelliou L, Baltas D, et al. A Monte Carlo dosimetry study of vaginal 192Ir brachytherapy applications with a shielded cylindrical applicator set. *Med Phys*. 2004;31(11):3080-6.
16. Yan X, Poon E, Reniers B, Vuong T, Verhaegen F. Comparison of dose calculation algorithms for colorectal cancer brachytherapy treatment with a shielded applicator. *Med Phys*. 2008;35(11):4824-30.