

ارزیابی عدم قطعیت دز دریافتی ناشی از جابجایی چشمه‌ها در براکی‌تراپی پروستات با روش مونت کارلو

زهرا آقائی^۱، علیرضا کریمیان^{۲*} و محمدحسن علامت‌ساز^۱

^۱گروه هسته‌ای، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران.

^۲گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

*اصفهان، دانشگاه اصفهان، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی، کدپستی: ۸۱۷۴۶۷۳۴۴۱

پست الکترونیکی: karimian@eng.ui.ac.ir

چکیده

براکتی‌تراپی، نوعی درمان سرطان پروستات است که منبع پرتو در بافت سرطانی و یا در نزدیکی آن کاشته می‌شود. هدف این مقاله، محاسبه عدم قطعیت دز دریافتی بافت پروستات، ناشی از جابجایی چشمه‌ها و تورم در غده پس از کاشت دانه‌های پرتوزا است. از کد MCNPX 2.6 و پروتکل TG-43U1 برای شبیه‌سازی چشمه براکتی‌تراپی ید-۱۲۵ مدل ۶۷۱۱ Amersham (با فعالیت ۰/۵ mCi) و فانتوم ORNL استفاده شد. طرح درمانی شامل ۷۶ چشمه، حاوی ماده پرتوزای ید-۱۲۵ است که به دو شکل دانه‌ای و نقطه‌ای در سه حجم اولیه ۳۰/۰۲، ۳۸/۰۱ و ۳ cm³ ۵۲/۰۱ و سه گام زمانی مختلف در پروستات کاشته شده‌اند. سه گام زمانی شامل لحظه‌ی پس از کاشت، روز صفرم و روز سی‌ام پس از کاشت است. در گام نخست دز معادل پرتو در سه حجم مختلف برای دو توزیع دانه‌ای و نقطه‌ای در بافت سالم و سرطانی محاسبه شد. در گام دوم، مکان چشمه‌ها از موقعیت پیش‌فرض منحرف و منجر به تغییر در نحوه توزیع دز می‌گردد. با جابجایی در سه جهت چپ-راست (۱/۸ mm)، درون‌سوبرون‌سو (۲/۱ mm) و بالا-پایین (۳/۴ mm)، دز معادل پرتو محاسبه شد. حداکثر عدم قطعیت دز پروستات تحت درمان با چشمه‌های دانه‌ای، به حجم ۵۲/۰۱ cm³ و مقدار ۲۰٪+ مشاهده شد. در گام سوم، علاوه بر تغییر مکان چشمه‌ها، تورم ۱۲٪ نسبت به حجم آغازین آن مشاهده که منجر به دریافت دزی کمتر نسبت به مرحله قبل شد.

در این طرح درمانی، اثر جابجایی چشمه‌ها و تورم به میزان ۱۲٪ بررسی شد. عدم قطعیت در جابجایی چشمه‌ها در روز صفرم پس از کاشت، حدود ۲۰٪± محاسبه شد. همچنین تأثیر دو عامل ذکر شده پس از سی روز از کاشت در پروستاتی با حجم ۵۸/۲۵ cm³ با چشمه‌های نقطه‌ای، کاهش ۲۱/۰۴٪ در مقادیر دز بافت سالم و سرطانی را نسبت به لحظه‌ی پس از کاشت نشان داد. حداکثر خطای کد ۰/۰۳٪ است.

کلیدواژه‌گان: سرطان پروستات، براکتی‌تراپی، کد MCNPX، چشمه ید-۱۲۵، جابجایی چشمه، تورم، دز دریافتی، عدم قطعیت.

۱. مقدمه

نیز، سرطان پروستات دومین علت مرگ‌ومیر در مردان سراسر دنیا به شمار می‌آید [۲]. رایج‌ترین روش‌های درمانی سرطان

بیماری سرطان پس از بیماری‌های قلبی و عروقی مهم‌ترین عامل مرگ‌ومیر در جهان شناخته شده است [۱]. در این بین

خود و تورم در پروستات است که سبب تغییر در مقدار دز دریافتی طراحی شده می‌شود [۴]. از این رو برآورد دقیقی از میزان دز تابشی و عدم قطعیت آن در پرتودرمانی حائز اهمیت است. اندازه‌گیری دزیمتری آزمایشگاهی در اطراف چشمه‌های براکی‌تراپی با مشکلات عملی متعددی همراه است، لذا محاسبات مبتنی بر مونت‌کارلو ره‌یافت مناسب و دقیقی است.

استفاده از روش‌های شبیه‌سازی در مونت‌کارلو به دلیل قابلیت‌های بالای این روش در ترابرد ذرات و عدم مواجه شدن با مشکلات عملی دزیمتری، نتایج مطلوبی به همراه دارد. یکی از کاربردهای کد MCNP توانایی شبیه‌سازی و انجام محاسبات دزیمتری است. در این راستا، انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM)^۳ گروه TG-43 به تعیین مشخصات دقیق ظاهری چشمه و پارامترهای لازم برای چشمه‌های رادیواکتیو مورد استفاده در براکی‌تراپی پرداخته است. این مشخصات و پارامترها تقریباً در تمامی نرم‌افزارهای طراحی درمان مورد استفاده قرار گرفته است [۵].

چشمه ید-۱۲۵ از رایج‌ترین چشمه‌های رادیواکتیو کاشت دائم در سرطان‌های پروستات است. براکی‌تراپی دائم به معنی قرار دادن دانه‌ها و یا قرص‌های رادیواکتیو (به اندازه یک دانه برنج) درون و یا نزدیک تومور و رها کردن آن‌ها در همان ناحیه است. بعد از چند هفته یا ماه، سطح رادیواکتیو دانه‌ها به صفر کاهش می‌یابد. دانه‌های غیرفعال بدون هیچ تاثیر ماندگاری در بدن بیمار باقی می‌مانند. در چنین درمان‌هایی از ایزوتوپ‌هایی مانند ید-۱۲۵ با آهنگ دز پایین استفاده می‌شود [۶].

مزیت مهم ید-۱۲۵ این است که فوتون‌های کم انرژی منتشر می‌کند. فوتون‌های کم انرژی برد کوتاهی دارند که منجر به دریافت دز کمتر در بافت‌های سالم و سایر عضوها می‌شود. در این مقاله به اندازه‌گیری و محاسبه عدم قطعیت دز دریافتی

شامل جراحی، پرتودرمانی، شیمی‌درمانی و یا ترکیبی از موارد ذکر شده است. در دهه‌های اخیر، تکنیک‌های درمانی سرطان به مرور تکامل یافته‌اند و روش‌های درمانی جدیدی نیز ابداع شده است. سلول‌های سرطانی که به سرعت تقسیم می‌شوند، به تابش پرتوهای درمانی حساس و آسیب‌پذیرند. به همین علت، برخی رشد‌های سلول‌های سرطانی را می‌توان با تابش پرتو به ناحیه‌ی در حال رشد و تکثیر، کنترل و یا حذف کرد. هدف در پرتودرمانی رسیدن حداکثر دز به تومور بدون آسیب به بافت‌های سالم مجاور است. پرتودرمانی به دو شیوه داخلی (براکي‌تراپی^۱) و خارجی (تله‌تراپی^۲) انجام می‌شود.

براکي‌تراپی، پرتودرمانی کوتاه برد درونی به وسیله‌ی کاشتن چشمه‌های رادیواکتیو (به طور معمول یک گسیلنده بتا یا گاما) و سپس مدیریت آن در ناحیه هدف است. چشمه در یک پوشش نگهدارنده کوچک در داخل تومور و یا بسیار نزدیک به آن قرار می‌گیرد. چشمه‌ها به شکل‌های مختلف از جمله سیم‌های کوچک، تیوب‌های پلاستیکی، کپسول و یا به شکل دانه‌ای وجود دارد.

سرطان پروستات از جمله بافت‌هایی است که با شیوه براکی‌تراپی تحت درمان قرار می‌گیرد. از مزایای براکی‌تراپی افزایش دقت در اعمال دز تجویز شده به تومور، کاهش عوارض نامطلوب پرتودرمانی و کاهش زمان درمان و هزینه‌هاست که موجب آسایش بیش‌تر بیمار می‌گردد. از طرفی چون در براکی‌تراپی، افت دز با افزایش فاصله از چشمه شدید است، لذا دز رسیده به بافت‌های سالم اطراف تومور و عضوهای مجاور بافت سرطانی کمتر خواهد بود. به این ترتیب روش ذکر شده برای پرتودرمانی تومورهای کم حجم مناسب می‌باشد [۳]. یکی از محدودیت‌هایی که در براکی‌تراپی پروستات وجود دارد، جابجایی چشمه‌های کاشته شده از مکان

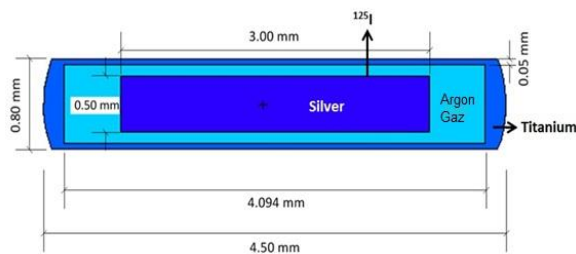
¹BrachyTherapy

²TeleTherapy

³American Association of Physicists in Medicine

۲.۲ چشمه مورد استفاده در درمان

هسته‌های پرتوزای متعددی در شکل و اندازه‌های متنوع برای به‌کارگیری در براکی‌تراپی وجود دارند. چشمه‌های مختلف بسته به نوع گسیل، انرژی تابش، ناحیه‌ی تحت درمان و چگونگی ساخت آن دارای کاربردهای متنوعی می‌باشند. در این مقاله از چشمه ید-۱۲۵ مدل Amersham Health 6711 برای کاشت در پروستات تحت درمان به شیوه براکی‌تراپی استفاده شد. لذا آگاهی از ساختار داخلی چشمه و هندسه‌ی آن از موارد بسیار مهم است. طراحی چشمه در شکل ۱ و مشخصات فیزیکی آن در جدول ۱ آمده است.



شکل (۱): دانه ی ید-۱۲۵ مدل ۶۷۱۱-دانه از استوانه ای متقارن در اطراف محور طولی خود ایجاد شده است [۷].

در طراحی این چشمه از یک نشانگر استوانه‌ای از جنس نقره با چگالی جرمی $10/5 \text{ g/cm}^3$ استفاده شده که چشمه‌ی پرتوزا با ترکیبی از برمید ید ($\text{Br}_5 \text{I}_2$) با چگالی جرمی g/cm^3 در $6/245$ و ضخامت $2 \mu\text{m}$ روی آن پوشیده شده است. در تمامی مراحل شبیه‌سازی، چگالی جرمی تیتانیوم، گاز آرگون و هوای خشک به ترتیب $4/05$ ، $10^{-3} \times 1/784$ و 10 g/cm^3 در $1/205$ در نظر گرفته شد. ترکیب هوای خشک با اجزای نیتروژن، اکسیژن، آرگون و کربن با درصد جرمی‌های $75/520$ ، $23/176$ ، $1/288$ و $0/016$ ٪ تعریف می‌شود. آب نیز با چگالی جرمی $0/998 \text{ g/cm}^3$ در نظر گرفته شد [۵ و ۹].

بافت سالم و سرطانی پروستات با شیوه درمانی براکی‌تراپی با چشمه‌های ید-۱۲۵ مدل ۶۷۱۱ در شبیه‌سازی مونت‌کارلو پرداخته شد.

از عوامل موثر در جابجایی چشمه‌های کاشته شده می‌توان به تغییر مکان چشمه‌ها به علت خروج سوزن حامل چشمه پس از کاشت در پروستات، تغییر شکل ایجاد شده در پروستات به واسطه دخول و خروج سوزن و تغییر مکان پروستات در طول درمان اشاره کرد. تورم ایجاد شده در پروستات به سبب کاشت دانه‌های براکی‌تراپی است که موجب به هم خوردگی توزیع چشمه‌ها و دز در پروستات می‌شود.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. کد شبیه‌سازی

به علت دز بالا در نزدیکی چشمه، دزسنجی تجربی در براکی‌تراپی پیچیده است. یکی از تکنیک‌هایی که به طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرد، استفاده از شبیه‌سازی مونت‌کارلو است. MCNP یک کد چند منظوره است که هر ترکیبی از ذرات را به روش مونت‌کارلو در یک شکل هندسی دلخواه شبیه‌سازی می‌کند. نسخه مورد استفاده در این مقاله MCNPX 2.6 است. در شبیه‌سازی ترابرد ذرات زیراتمی و سطح مقطع پراکندگی از داده‌های کتابخانه‌ای ENDF/B-VI استفاده شد. نرم‌افزارهای Visual Editor X22S، Reflection X برای رسم هندسه‌ی شبیه‌سازی شده و بررسی صحت آن مورد استفاده قرار گرفت. جهت رسم منحنی‌های دو و سه بعدی، منحنی‌های هم‌دز و مشاهده‌ی نحوه‌ی توزیع دز در پروستات از نرم‌افزار TECPLOT 360 EX 2015 استفاده شد.

۰/۰۴ فوتون در هر واپاشی) تولید می‌کند. این دو تابش فوتونی به دلیل برهم‌کنش‌های فوتوالکتریک در میله‌ی نقره‌ای و پیامد

جدول (۲): مقادیر انرژی‌های فوتونی ی‌د-۱۲۵. فوتون‌هایی که انرژی کمتر از ۵ MeV دارند، در نظر گرفته نشده است [۵].

انرژی فوتون (keV)	تراز فوتونی	تعداد فوتون در هر واپاشی
۲۷/۲۰۲	Te-K α_2	۰/۴۰۶۰
۲۷/۴۷۲	Te-K α_1	۰/۷۵۷۰
۳۰/۹۸۰	Te-K $\beta_{1,3,5}$	۰/۲۰۲۰
۳۱/۷۱۰	Te-K $\beta_{2,4}$	۰/۰۴۳۹۰
۳۵/۴۹۲	$^{125}\text{Te}-\gamma$	۰/۰۶۶۸
میانگین فوتون در هر واپاشی ۱/۴۷۶		

فرایندهای گیراندازی الکترون و تبدیل داخلی هستند. میانگین انرژی تابش‌ها تقریباً ۲۷/۴ keV است. حداکثر فعالیت هر چشمه براکی‌تراپی ۱ mCi است. نیمه‌عمر ی‌د-۱۲۵، ۵۹/۴ روز است [۱۱ و ۱۲].

بررسی صحت شبیه‌سازی چشمه با اندازه‌گیری پارامترهای دزیمتری آن امکان‌پذیر است. مشخصات و پارامترهای دزیمتری چشمه‌های کم‌انرژی براکی‌تراپی ($E < 150 \text{ keV}$) در پروتکلی تحت عنوان TG-43U1 که در انجمن فیزیک پزشکی آمریکا تدوین و به روز رسانی شده، بیان شده است. با استفاده از این پروتکل پیشنهادی می‌توان فرمول‌بندی و توزیع دز دوبعدی در اطراف چشمه‌های خطی استوانه‌ای را محاسبه کرد. همچنین این پروتکل شامل راهنمایی‌ها و توصیه‌هایی برای شبیه‌سازی دزیمتری در مونت‌کارلو و اعتبارسنجی محاسبات می‌باشد [۵].

جدول (۱): مشخصات فیزیکی چشمه ی‌د-۱۲۵ مدل ۶۷۱۱، مورد استفاده در کاشت براکی‌تراپی [۸].

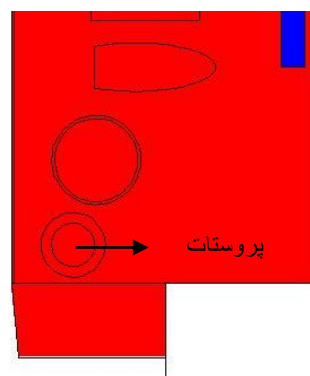
شرکت تولیدکننده و فروشنده	نام تجاری چشمه	نام مدل	طول	ضخامت خارجی
آمریکا Nycomed-Amersham	OncoSeed (6711)	۶۷۱۱	۴/۵ mm	۰/۸ mm
ضخامت دیواره	ضخامت انتها	طول سیم / میله/استوانه	جنس	ضخامت خارجی سیم
۰/۰۵ mm	۰/۵ mm	۳/۰ mm	سیم	۰/۵ mm
نشانهگر	ضخامت نشانگر	طراحی داخلی	حداقل قدرت چشمه	حداکثر قدرت چشمه
سیم نقره‌ای	۰/۵ mm	جاذب داخلی	۰/۱ mCi	۱ mCi

ی‌د-۱۲۵ از طریق جذب الکترون و طی فرایند گیراندازی الکترون به حالت برانگیخته تلور-۱۲۵ واپاشی می‌کند و به طور همزمان تلور نیز با گسیل یک فوتون گاما با انرژی keV ۳۵/۵ به حالت پایه می‌رسد. همچنین پرتوهای ایکس اختصاصی در محدوده انرژی keV ۲۷-۳۵/۵ نیز به دلیل جذب الکترون و فرایند تبدیل داخلی تولید می‌شوند. کپسول تیتانیوم جاذب الکترون‌های آزاد شده و پرتوهای ایکس با انرژی کمتر از ۵ کیلوالکترون‌ولت می‌باشد [۱۰]. مقادیر انرژی فوتونی ی‌د-۱۲۵ در جدول ۲ آمده است.

چشمه ی‌د-۱۲۵ مدل ۶۷۱۱ دو فوتون با انرژی‌های keV ۲۲/۱ (تعداد ۰/۱۵ فوتون در هر واپاشی) و keV ۲۵/۵ (تعداد

۳،۲. فانتوم بدن

برای محاسبه دز معادل پرتو بافت سالم و سرطانی پروستات لازم است بدن شبیه سازی شود. به منظور شبیه سازی کل بدن بیمار از فانتوم محاسباتی ORNL^۱ که فانتومی با شباهت بسیار نسبت به ساختار و بافت های بدن است، استفاده شد. فانتوم ORNL در محاسبات دزسنجی پزشکی هسته ای در برنامه های مونت کارلو به کار می رود. این فانتوم فاقد پروستات است. لذا در شبیه سازی طرح درمانی ابتدا پروستاتی به حجم $30/02 \text{ cm}^3$ در مکان (۰، -۶/۰۰۲۵، ۲/۵۰۵) و از جنس بافت نرم ۱۶ ترکیبی با چگالی $1/04 \text{ g/cm}^3$ شبیه سازی (شکل ۲) و سپس مطابق طرح درمان، چشمه های یو-۱۲۵ در آن جایگذاری شد. در تعریف پروستات، حجمی از آن که تحت کاشت دانه قرار دارد قسمت سرطانی و قسمت های غیر از این ناحیه، پروستات سالم تعریف می شود.



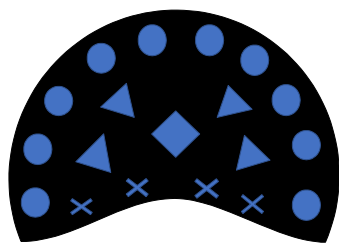
شکل (۲): شبیه سازی پروستات در زیر مثانه و از جنس بافت نرم در فانتوم ORNL.

۴،۲. درمان سرطان پروستات با طرح درمانی

برای بررسی تغییر دز معادل پرتو ناشی از تغییر در مکان چشمه های کاشته شده قبل و بعد از تورم غده، طبق طرح درمانی شکل ۳ تعداد ۷۶ چشمه در حجم پروستات قرار داده شد و اثر جابجایی ناشی از کاشت بر مقدار دز دریافتی بافت پروستات و عدم قطعیت آن گزارش شد. تعداد ۷۶ دانه در ۱۹

موقعیت مختلف در صفحه y-z با فاصله ی مرکز به مرکز 2.5 cm و طول دانه در راستای محور Z تعریف شد. مقاله وستندرپ و همکاران [۴] که مبنای طرح درمانی مورد استفاده است (شکل ۳)، صرفا اثرات جابجایی چشمه های کاشته شده به صورت بالینی و براساس تصاویر CBCT و TRUS پرداخته است؛ در صورتی که وجه تمایز مقاله ی حاضر، بررسی دز دریافتی بافت و عدم قطعیت آن بر اثر جابجایی چشمه ها، تاثیر همزمان هر دو عامل جابجایی چشمه ها و تورم در پروستات سالم و سرطانی در سه حجم مختلف با شبیه سازی MCNPX است. علاوه بر مورد اشاره شده، رسم منحنی های هم دز دو و سه بعدی برای حجم های مختلف و هر دو شکل چشمه جنبه-ی نوآوری مقاله ی حاضر در مقایسه با سایر پژوهش های انجام شده است.

اولین گام بررسی تغییرات دز معادل پرتو و میزان عدم قطعیت آن در لحظه ی پس از کاشت در حجم های مختلف است. سپس تغییرات دز پس از جابجایی چشمه های کاشته شده در پروستات محاسبه شد. در گام سوم تغییرات دز با تورم ناشی از کاشت چشمه ها بررسی شد. در محاسبه دز دریافتی، میزان شار در سلولی که دز آن مدنظر است، محاسبه و سپس با استفاده از ضرایب مناسب انرژی شار به دز تبدیل شد. در این راستا از کارت درخواست F4* استفاده و تعداد تاریخچه 10^8 ترابرد ذرات فوتون در نظر گرفته شد. همچنین به منظور کاهش واریانس از روش تکثیر و رولت روسی برای هندسه و کارت IMP جلوی هر سلول استفاده شده است.



شکل (۳): طرح درمانی جای گذاری ۷۶ چشمه یو-۱۲۵ مدل ۶۷۱۱ در درمان سرطان پروستات به روش براکی تراپی.

¹Oak Ridge National Laboratory

۱،۴،۲. گام نخست: بررسی تغییرات دز در لحظه‌ی پس از

کاشت

سه حجم اولیه مورد بررسی ۳۰/۰۲، ۳۸/۰۱ و ۵۲/۰۱ cm^3 است. به منظور بررسی تفاوت دز معادل پرتو در چشمه‌های نقطه‌ای در مقایسه با چشمه‌های خطی، مرحله‌ی بعدی جای‌گذاری تعداد ۷۶ چشمه نقطه‌ای در مکان‌های مشخص شده‌ی طرح درمانی، به جای چشمه‌های خطی است.

۲،۴،۲. گام دوم: بررسی تغییرات دز در روز صفرم پس از

کاشت

در گام دوم جابجایی چشمه‌ها به اندازه‌ی ۱/۸ mm در جهت چپ-راست (در راستای محور x)، ۲/۱ mm در جهت جلو-عقب (در راستای محور y) و ۳/۴ mm در جهت بالا-پایین (در راستای محور z) بر طبق گزارش ارائه شده توسط وستندرپ در بررسی‌های بالینی است [۴].

۳،۴،۲. گام سوم: بررسی تغییرات دز پس از گذشت سی

روز از کاشت

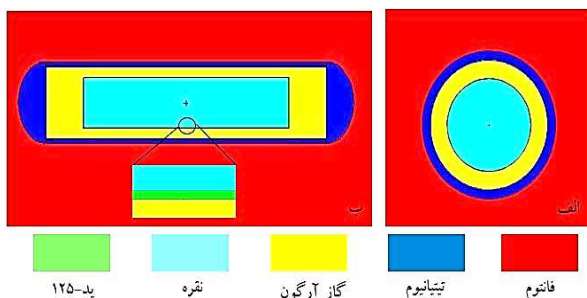
در گام سوم، حجم اولیه $۳۰/۰۲ \text{ cm}^3$ پس از تورم ناشی از کاشت با افزایش حجم ۱۲٪ که بر مبنای گزارش وستندرپ است [۴]، به حجم $۳۳/۶۲ \text{ cm}^3$ متورم می‌شود. به این ترتیب، حجم‌های ۳۸/۰۱ و $۵۲/۰۱ \text{ cm}^3$ با این مقدار تورم به ترتیب به حجم‌های ۴۲/۵۷ و $۵۸/۲۵ \text{ cm}^3$ افزایش می‌یابند. سپس چشمه‌های دانه‌ای به چشمه‌های نقطه‌ای تبدیل و محاسبات دز معادل پرتو و عدم قطعیت، تکرار خواهد شد.

۳. نتایج

۱،۳. طراحی چشمه و بررسی صحت شبیه‌سازی

شده

از ترکیب اشکال هندسی کره، استوانه و صفحه، چشمه‌ی براکی‌تراپی ۱۲۵-ید در شکل ۴ شبیه‌سازی شده است. به منظور تایید چشمه، پارامترهای دزیمتری ارائه شده در پروتکل TG43-U1 شبیه‌سازی و درستی نتایج آن بررسی شد.



شکل (۴): چشمه آمرشام ۶۷۱۱ شبیه‌سازی شده توسط کد مونت کارلو، الف: چشمه در صفحه xy، ب: چشمه در صفحه zx چارچوب مختصات و توزیع رادیوایزوتوپ ۱۲۵-ید بر روی میله نقره‌ای.

۲،۳. درمان سرطان پروستات با طرح درمانی

۱،۲،۳. گام نخست

به منظور محاسبه‌ی دز معادل پرتو بافت سالم و سرطانی پروستات در لحظه‌ی پس از کاشت، تعداد ۷۶ چشمه در طرح درمانی شکل ۳ جای‌گذاری شد.

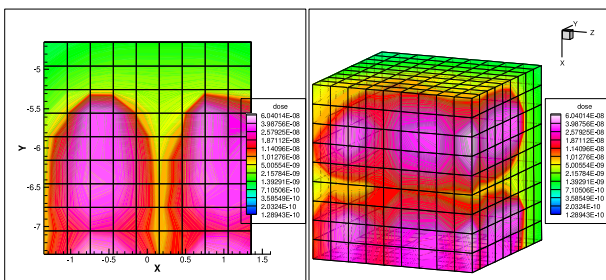
مقدار اختلاف دز معادل پرتو بافت سالم و سرطانی پروستاتی با حجم قبل از تورم $۳۸/۰۱ \text{ cm}^3$ در چشمه‌های دانه‌ای و نقطه‌ای طبق داده‌های جدول ۳ به ترتیب برابر با ۶/۹۳٪ و ۱۱/۳۴٪ است.

تجمعی کل در تومور و بافت سالم پروستات به ترتیب ۱۰۶/۴۲ و ۳۰/۳۱ گری است.
 ۲،۲،۳ گام دوم

در ادامه، تغییرات و میزان دز معادل پرتو و عدم قطعیت آن بلافاصله بعد از جابجایی چشمه های کاشته شده در روز صفرم پس از کاشت محاسبه گردیده است (جدول ۴).

پس از جابجایی چشمه های دانه ای شکل کاشته شده در پروستات، عدم قطعیت در دز معادل بافت سالم و سرطانی پروستاتی به حجم $38/01 \text{ cm}^3$ به ترتیب برابر است با $2/45\%$ و $18/37\%$. علامت منفی در عدم قطعیت به دلیل کاهش دز معادل بافت نسبت به مرحله ی قبل بروز کرده است.

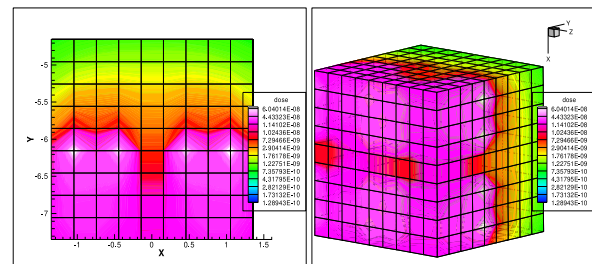
با دقت در شکل ۶ در می یابیم که پس از جابجایی چشمه های دانه ای شکل، حداکثر دز تجمعی در حجمی به اندازه ی $3/81\%$ از کل حجم پروستات قرار دارد. پس از آن دز تجمعی به مقدار $19/84\%$ افت می کند. این درصد از افت دز تجمعی در $70/79\%$ حجم پروستات مشاهده می شود. در شعاع $1/93 \text{ cm}$ که مرز پروستات است، دز تجمعی به مقدار $97/38\%$ نسبت به حداکثر دز تجمعی افت می کند. دز تجمعی کل در تومور و بافت سالم پروستات به ترتیب $109/43$ و $35/18$ گری است.



شکل (۶): منحنی هم دز تجمعی پروستاتی با حجم $30/02 \text{ cm}^3$ پس از جابجایی ۷۶ چشمه دانه ای شکل. چشمه ها در جهت چپ-راست $1/8$ میلی متر، در جهت جلو-عقب $2/1$ میلی متر و در جهت بالا-پایین $3/4$ میلی متر بلافاصله پس از کاشت جابجا شده اند.

جدول (۳): میزان دز معادل پرتو بافت سالم و سرطانی در پروستات های به حجم های $30/02$ و $38/01$ و $52/01$ سانتی متر مکعب بلافاصله بعد از کاشت ۷۶ چشمه و قبل از تومور شدن پروستات.

میزان دز معادل تجمعی بافت سالم (گری)	میزان دز معادل تجمعی بافت سرطانی (گری)	دز جذب شده ی بافت سرطانی ناشی از هر دانه (گری)	شکل چشمه	حجم پروستات (سانتی متر مکعب)
۳۰/۳۱	۱۰۶/۴۲	۱/۴۰	دانه	۳۰/۰۲
۳۳/۸۴	۱۰۷/۴۱	۱/۴۱	نقطه	۳۸/۰۱
۲۹/۷۹	۸۲/۷۱	۱/۰۸	دانه	۳۸/۰۱
۳۲/۰۱	۹۳/۲۹	۱/۲۲	نقطه	۳۸/۰۱
۲۴/۰۷	۷۱/۴۹	۰/۹۴	دانه	۵۲/۰۱
۲۷/۰۴	۷۳/۸۲	۰/۹۷	نقطه	۵۲/۰۱



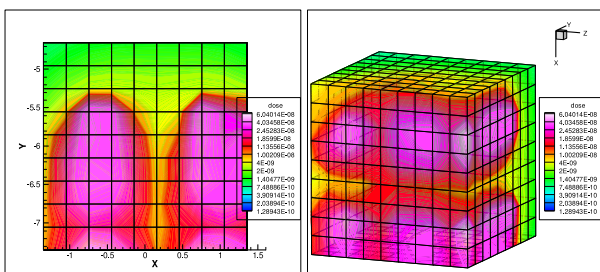
شکل (۵): منحنی هم دز تجمعی پروستاتی با حجم $30/02 \text{ cm}^3$ جای گذاری ۷۶ چشمه دانه ای طبق طرح درمانی.

با توجه به شکل ۵ زمانی که ۷۶ چشمه دانه ای در داخل پروستاتی به حجم $30/02 \text{ cm}^3$ کاشته شود، بیش ترین مقدار دز تجمعی در حجمی به اندازه $0/58\%$ از کل حجم پروستات متمرکز است. پس از آن 73% از کل حجم پروستات، دز تجمعی به اندازه 67% از مقدار کل دز تجمعی را دریافت می کند. افت دز تجمعی در مرز پروستات ($r = 1/93 \text{ cm}$) نسبت به شعاع $0/34 \text{ cm}$ در مرحله قبل، 83% است. دز

جدول (۵): میزان دز معادل پرتو بافت سالم و سرطانی پروستات و مقدار عدم قطعیت آن‌ها پس از افزایش حجم ۱۲٪ و جابجایی دانه‌های کاشته شده در پروستات‌هایی با سه حجم ۳۸/۰۱ و ۳۰/۰۲ و ۵۲/۰۱ cm³.

حجم پروستات	شکل چشمه	سرطانی ناشی از هر دانه	دز معادل جذب شده‌ی بافت سرطانی	میزان دز معادل بافت سرطانی (گری)	میزان دز معادل بافت سالم حایجاد شده (٪)	عدم قطعیت بافت سرطانی در جابجایی و تورم (٪)	عدم قطعیت بافت سالم در جابجایی و تورم (٪)
۳۳/۶۲	دانه	۱/۳۳	۱۰۱/۷۴	۲۹/۴۵	-۴/۶۰	-۲/۹۰	
۳۰/۰۲	نقطه	۱/۳۵	۱۰۲/۹۲	۳۰/۲۴	-۴/۳۶	-۱۱/۹۲	
۴۲/۵۷	دانه	۱/۲۸	۹۷/۴۹	۲۷/۶۷	۱۵/۱۵	-۷/۶۷	
۴۲/۵۷	نقطه	۱/۲۹	۹۸/۶۷	۲۸/۲۴	۵/۴۴	-۱۳/۳۶	
۵۸/۲۵	دانه	۱/۱۴	۸۶/۹۲	۲۲/۰۰	۱۷/۷۶	-۹/۴۱	
۵۸/۲۵	نقطه	۱/۱۵	۸۸/۰۷	۲۲/۳۴	۱۶/۱۸	-۲۱/۰۴	

عدم قطعیت دز معادل بافت سرطانی در چشمه‌های دانه‌ای و نقطه‌ای شکل پس از جابجایی چشمه‌ها و ایجاد تورم ۱۲٪ در حجم ۳۸/۰۱ cm³ برابر است با ۱۵/۱۵٪ و ۵/۴۴٪. مقادیر عدم قطعیت در کاشت چشمه‌های نقطه‌ای به علت همسانگردی، جذب کمتر دز توسط سایر چشمه‌ها، نداشتن ساختار پیچیده و عدم وجود مواد با ضریب جذب بالا در ساختار آن، کمتر از عدم قطعیت دز معادل بافت پروستات در کاشت با چشمه‌های دانه‌ای شکل است.



شکل (۷): منحنی هم‌دز تجمعی پروستاتی متورم با حجم ۳۳/۶۲ cm³ پس از جابجایی ۷۶ چشمه دانه‌ای. چشمه‌ها در جهت چپ-راست ۱/۸ میلی‌متر، در جهت جلو-عقب ۲/۱ میلی‌متر و در جهت بالا-پایین ۳/۴ میلی‌متر جابجا شدند.

جدول (۴): میزان دز معادل پرتو بافت سالم و سرطانی پروستات و مقدار عدم قطعیت آن‌ها در سه حجم مختلف از پروستات بعد از جابجایی چشمه‌های کاشته شده. چشمه‌ها در جهت چپ-راست ۱/۸ میلی‌متر، در جهت جلو-عقب ۲/۱ میلی‌متر و در جهت بالا-پایین ۳/۴ میلی‌متر بعد از کاشت تغییر مکان داده‌اند.

حجم پروستات	شکل چشمه	ناشی از هر دانه (گری)	دز جذب شده بافت سرطانی	سرطانی (گری)	میزان دز معادل تجمعی بافت سالم (گری)	در جابجایی، چشمه (٪)	عدم قطعیت دز بافت سرطانی در جابجایی چشمه (٪)	عدم قطعیت دز بافت سالم در جابجایی چشمه (٪)
۳۰/۰۲	دانه	۱/۴۳	۱۰۹/۴۳	۳۵/۱۸	۲/۷۵	۱۳/۸۴		
۳۸/۰۱	نقطه	۱/۴۴	۱۱۰/۰۰	۳۴/۶۰	۲/۳۶	۲/۱۷		
۳۸/۰۱	دانه	۱/۳۳	۱۰۱/۳۳	۲۹/۰۸	۱۸/۳۷	-۲/۴۵		
۳۸/۰۱	نقطه	۱/۳۴	۱۰۲/۵۴	۲۹/۶۳	۹/۰۱	-۸/۰۴		
۵۲/۰۱	دانه	۱/۱۸	۹۰/۲۹	۲۳/۹۰	۱۹/۹۳	-۰/۶۹		
۵۲/۰۱	نقطه	۱/۱۸	۹۰/۲۷	۲۳/۸۹	۱۸/۲۲	-۱۳/۱۶		

۳،۲،۳ گام سوم

پروستات‌هایی به حجم ۳۰/۰۲، ۳۸/۰۱ و ۵۲/۰۱ cm³ در اثر تورم ۱۲٪ در حجم‌های کروی به ترتیب به حجم‌های ۳۳/۶۲، ۴۲/۵۷ و ۵۸/۲۵ cm³ افزایش می‌یابند. در ادامه‌ی بحث میزان دز معادل و مقدار عدم قطعیت آن در بافت سالم و سرطانی پروستات پس از تورم در جدول ۵ گزارش شده است.

با انجام محاسبات در شکل ۷ در می‌یابیم که پس از جابجایی چشمه‌های دانه‌ای کاشته شده در پروستاتی متورم به حجم $33/62 \text{ cm}^3$ ، حداکثر دز تجمعی در حجمی به اندازه‌ی $0/51\%$ از کل حجم پروستات قرار دارد. در شعاع 2 cm و مرز پروستات دز تجمعی به مقدار 80% نسبت به حداکثر دز تجمعی افت می‌کند. دز تجمعی کل در تومور و بافت سالم پروستات به ترتیب $101/74$ و $29/45$ گری است.

۴. نتیجه‌گیری

تعداد ۷۶ چشمه طبق طرح درمانی در مکان‌های مشخص کاشته شد. سه حجم اولیه $30/02$ ، $38/01$ و $52/01 \text{ cm}^3$ از پروستات در نظر گرفته شد و میزان دز معادل پرتو بافت سالم، سرطانی و عدم قطعیت در هر بافت محاسبه شد. عدم قطعیت در دز معادل تجمعی ناشی از جابجایی چشمه‌ها حدود 20% محاسبه شد. پس از گذشت سی روز از کاشت، جابجایی دانه‌ها و تورم در پروستات به مقدار حدود $21\% \pm$ عدم قطعیت در مقادیر دز معادل بافت‌ها نسبت به زمان بلافاصله پس از کاشت، مشاهده شد. بیشترین مقدار عدم قطعیت پژوهش حاضر، در این مرحله اندازه‌گیری شد. همچنین حداکثر عدم قطعیت خروجی کد $MCNPX 0/03\%$ محاسبه شد.

علامت‌های مثبت و منفی در ستون‌های عدم قطعیت در جدول‌های ۲ و ۳ به معنای افزایش و کاهش دز در حالت ثانویه نسبت به حالت اولیه است. منظور از جابجایی چشمه‌ها، انتقال آن‌ها از مکان پیش‌فرض خود و در راستای هر سه محور مختصات است. در گام دوم اثرات جابجایی بر مقادیر دز

بررسی شد. در این گام، پس از جابجایی چینش چشمه‌ها به سمت مرکز پروستات انتقال و چشمه‌ها از حاشیه دور و به مرکز آن نزدیک‌تر شده‌اند. از این رو مقدار دز دریافتی بافت سرطانی پروستات افزایش و مقدار دز بافت سالم کاهش می‌یابد. به عبارت دیگر، پس از جابجایی چشمه‌ها از مکان اولیه خود، فاصله‌ی آن‌ها از بافت سالم افزایش و میزان دز دریافتی آن کاهش می‌یابد. در گام سوم هر دو اثر جابجایی چشمه‌ها و تورم همزمان بررسی شدند. علاوه بر دلایل اشاره شده در فوق، تورم را نیز می‌توان در تغییرات دز مشاهده شده در جدول ۳ موثر دانست. حجم متورم شده‌ی پروستات منجر به انباشت بیشتر دز در بافت سرطانی می‌شود.

مقادیر دز معادل پرتو پروستات، زمانی که چشمه‌ها نقطه‌ای در نظر گرفته شوند، حداکثر به اندازه 12% نسبت به چشمه‌های دانه‌ای در بافت پروستات بیشتر است. دلیل آن را می‌توان اثرات جذب پرتو و توزیع دز دانست. تابش‌های منتشر شده از هر دانه ممکن است توسط دانه‌های مجاورش جذب شود، در حالی که اگر چشمه‌ها نقطه‌ای در نظر گرفته شود، توسط چشمه‌ها جذب کمتری رخ می‌دهد.

با رسم منحنی‌های هم‌دز می‌توان پی برد که در فواصل نزدیک به چشمه به دلیل میزان شار بیشتر، مقدار دز معادل تجمعی بافت پروستات بیشتر است. اما در فواصل بسیار دور از چشمه، پرتوزایی کمتری مشاهده می‌شود. همچنین با دقت در منحنی هم‌دز سه بعدی، می‌توان پی برد که مقدار دز معادل تجمعی بافت در راستای محور طولی چشمه کمتر از راستای محور عرضی آن است.

۵. مراجع

- [1] <http://www.biochemiran.com>, Available on Date: 2017, 22 October.
- [2] <http://www.prostatesmart.info/background-Distribution-Accuracy-in-HDR-Brachytherapy-of-Esophagus-Cancer-Based-on-MRI-Normoxic-Polymer-Gel-Dosimetry>. Iranian Journal of Medical Physics. 7(1) (2010) 1-14.
- [4] H. Westendorp, T. T. Nuver, C. J. Hoekstra, M. A. Moerland, and A. W. Minken. Edema and seed displacements affect intraoperative permanent prostate brachytherapy dosimetry. International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics. 96(1) (2016) 197-205.
- [5] M. J. Rivard, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, A. Larry, W. F. Hanson, M. Saiful Huq, G. S. Ibbott, M. G. Mitch, R. Nath, J. F. Williamson. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Medical physics. 31(3) (2004) 633-674.
- [6] F. M. Khan and J. P. Gibbons. The physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, (2014).
- [7] P. Teles, S. Barros, S. Cardoso, A. Facure, LAR. Da Rosa, M. Santos, P. Pereira Jr, P. Vaz, M. Zankl. A dosimetric study of prostate brachytherapy using Monte Carlo simulations with a voxel phantom, measurements and a comparison with a treatment planning procedure. Radiation Protection
prostate.html, Available on Date: 2017, 2 October.
- [3] M. T. Bahreyni Toossi, G. Safaeian, M. H. Bahreyni Toossi, and S. Baiani. Evaluation of Dose Dosimetry. 165 (1-4) (2015) 482-487.
- [8] B. H. Heintza, R. E. Wallace, and J. M. Hevezi. Comparison of I-125 sources used for permanent interstitial implants. Medical Physics. 28(4) (2001) 671-684.
- [9] M. J. Rivard. Monte Carlo calculations of AAPM Task Group Report No. 43 dosimetry parameters for the MED3631-A/M 125I source. Medical physics. 28(4) (2001) 629-637.
- [10] <http://www.nndc.bnl.gov>, Available on Date: 2017, 2 October.
- [11] R. Nath, L. L. Anderson, G. Luxton, K. A. Weaver, J. F. Williamson, and A. S. Meigooni. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. Medical physics. 22(2) (1995) 209-234.
- [12] Y. Yu, L. L. Anderson, Z. Li, D. E. Mellenberg, R. Nath, MC. Schell, F. M. Waterman, A. Wu, J. C. Blasko. Permanent prostate seed implant brachytherapy: report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 64. Medical physics. 26(10) (1999) 2054-2076.