

طراحی و پیاده سازی نرم افزار مکمل برنامه طراحی درمان دستگاه براکی تراپی آهنگ دوز بالای GZP6

ساناز حریری تبریزی^{۱*}، علیرضا کمالی اصل^۲، زهره آزما^۱

۱- دانشجوی دکتری مهندسی پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۲- استادیار گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۷/۲۸

تاریخ دریافت: ۸۹/۱/۲۲

چکیده

مقدمه: یکی از متداول ترین روشهای درمان سرطان در بیماری های زنان، براکی تراپی می باشد. دستگاه براکی تراپی GZP6 از جمله دستگاههای مورد استفاده در ایران است که به دلیل قیمت پایین آن نسبت به دستگاههای کاملتر، مورد توجه قرار گرفته است. نقایصی مانند نداشتن یک برنامه طراحی درمان کامل در درمانهای از پیش تعریف نشده، عدم قابلیت تغییر کمیت های دوزیمتری متغیر با زمان و استفاده از تخمین چشمه نقطه ای در محاسبه دوز متوجه این دستگاه می باشد. در این مقاله نرم افزاری تحت عنوان مکمل برنامه طراحی درمان اختصاصی دستگاه ارائه شده است.

مواد و روشها: ابتدا مشخصات دوزیمتری سه چشمه دستگاه بر اساس پروتکل TG-43 با استفاده از کد مونت کارلوی MCNP4C بدست آمده؛ سپس با توجه به مکان و مدت زمان قرارگیری چشمه ها در اپلیکاتورهای کاشته شده، توزیع دوز محاسبه و در یک محیط واسط کاربر (GUI) طراحی شده توسط نرم افزار MATLAB نمایش داده می شود.

نتایج: خطای پارامترهای فیزیکی TG-43 محاسبه شده با کد حدود ۱٪ بوده و همخوانی بسیار خوبی با مقالات مشابه در زمینه دوزیمتری چشمه کبالت دارند. بعلاوه، محیط واسط طراحی شده بصورت فایل اجرایی قابل نصب بر روی هر نوع سیستم عامل و با کاربردی ساده آماده سازی شده است.

بحث و نتیجه گیری: از آنجا که افراد مختلف دارای آناتومی و شرایط جسمانی متفاوتی هستند که بخصوص تحت تاثیر بیماری این شرایط تغییرات بیشتری از خود نشان می دهد، نیاز به یک برنامه جهت نمایش توزیع دوز در حالت های از پیش تعیین نشده در نرم افزار دستگاه GZP6 ضروری است. استفاده از برنامه GZP6 CTPS می تواند این ضرورت را تامین نماید. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۱، پیاپی (۳۰)، بهار ۹۰: ۹-۱۸)

واژگان کلیدی: براکی تراپی، دستگاه GZP6، برنامه طراحی درمان، پروتکل TG-43

۱- مقدمه

آهنگ دوز بالای^۱ با چشمه ^{60}Co می باشد که در بیمارستانها و مراکز درمانی ایران به خصوص در شهرهای تهران، تبریز و مشهد عمده تاً بصورت داخل حفره ای بکار می رود. اگرچه این دستگاه برای درمانهای استاندارد، یا به عبارتی درمان با چینش و مدت زمان از پیش تعیین شده، می تواند جوابگوی تعداد زیادی از بیماران باشد، ولی در صورت تغییر شکل اندامها و در نتیجه تغییر توزیع دوز مطلوب، به دلیل نداشتن قابلیت محاسبه و نمایش توزیع دوز در

براکي تراپی یکی از درمانهای مرسوم در سرطان بخصوص در بیماریهای دستگاه تناسلی زنان (داخل حفره ای) است. دستگاه براکی تراپی مورد بررسی در این مقاله یک دستگاه چینی (Nuclear Power Institute of China) از نوع

* نویسنده مسؤول: ساناز حریری تبریزی

آدرس: دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی،

تهران، ایران

S.Hariri@mail.sbu.ac.ir

تلفن: ۰۹۳۹۸۲۰۵۱۴۰

¹ High Dose Rate (HDR)

(۱)

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta)$$

که در آن r فاصله از مرکز چشمه فعال تا نقطه مطلوب (برحسب سانتیمتر)، r_0 فاصله مرجع که در این پروتکل برابر ۱ سانتی متر تعیین شده است و θ زاویه قطبی نقطه مطلوب $P(r, \theta)$ نسبت به محور طولی چشمه می‌باشد. زاویه مرجع θ_0 صفحه عرضی چشمه ($\theta = 90^\circ$) را نشان می‌دهد (شکل ۱). کمیت‌های دیگر شامل S_K شدت کرمای هوا، Λ ثابت آهنگ دوز، G_L تابع هندسی چشمه خطی، g_L تابع دوز شعاعی چشمه خطی و F تابع ناهمسانگردی دو بعدی هستند که در ادامه توضیح داده خواهند شد.

حالت‌های از پیش تعریف نشده، کاربرد نخواهد داشت و یا این کار را با دقت ناکافی انجام خواهد داد. علاوه بر آن، شدت کرمای هوا (S_K)، که یکی از پارامترهای بسیار مهم در تعیین قدرت چشمه یک دستگاه می‌باشد، یا دیگر پارامترهای دوزیمتری چشمه، از پیش تعیین شده و در صورت تغییر به دلایل مختلف، قابل اصلاح در برنامه طراحی درمان اختصاصی این دستگاه نیست. این دستگاه از روش انتگرال سیورت با تقریب چشمه نقطه‌ای جهت محاسبه دوز بصورت دو بعدی استفاده می‌نماید که باعث کاهش دقت در تعیین ایزودوزها می‌شود [۱]. با توجه به محدودیت‌های ذکر شده، نرم‌افزار مکمل برنامه طراحی درمان $GZP6$ (GZP6 CTPS^۲) طراحی و آماده‌سازی گردید تا بتواند کاستی‌های موجود در این برنامه را رفع نموده و دقت درمان و قابلیت‌های این دستگاه را افزایش دهد.

جهت آماده‌سازی برنامه طراحی درمان، اولین گام، یافتن مشخصات دوزیمتری چشمه رادیواکتیو است که این کار با استفاده از کد مونت کارلوی $MCNP^3$ نسخه 4C و بر اساس یکی از اصلی‌ترین پروتکل‌های تعیین دوز براکی‌تراپی (TG-43) انجام یافته است. در دوزیمتری چشمه‌های رادیواکتیو از اطلاعاتی استفاده می‌شود که انجمن آمریکایی فیزیکدانها در پزشکی^۴ در سال ۱۹۸۸ توسط گروه کاری TG-43 بصورت یک پروتکل ارائه داده است [۲]. TG-43 از ثابت‌های آهنگ دوز و پارامترهای دیگری استفاده می‌نماید که به طراحی چشمه خاص وابسته بوده و برای هر طراحی بطور مستقیم اندازه‌گیری یا محاسبه می‌شود. پروتکل جدید TG-43 در سال ۲۰۰۴ ارائه گردید. معادله آهنگ دوز دو بعدی که از این پروتکل بدست می‌آید بصورت زیر تعریف می‌شود [۳]:

شکل ۱- سیستم مختصات مورد استفاده در محاسبات دوزیمتری براکی‌تراپی در پروتکل TG-43 [۳]

مقالات متعددی به بررسی و یافتن پارامترهای موجود در معادله (۱) برای چشمه‌های براکی‌تراپی مختلف پرداخته‌اند [۸ - ۴] ولی این بررسی در مورد چشمه کبالت دستگاه GZP6 انجام نیافته است. در این مقاله ابتدا پارامترهای معادله (۱) و نتایج محاسبه آنها برای دستگاه GZP6 توسط کد مونت کارلوی $MCNP4C$ بطور خلاصه توضیح داده شده و سپس قابلیت‌های محیط واسط کاربر (GUI) نوشته شده توسط برنامه $MATLAB$ و نحوه عملکرد آن مورد بررسی دقیق‌تر قرار می‌گیرد.

^۱ به شماره ثبت: ۱/۱۷۷۹۶ و شماره شناسنامه: ۱-۰۰۶۷۴۵۷۸۱۹-۱۰ در مرکز توسعه فناوری اطلاعات و رسانه‌های دیجیتال

^۲ GZP6 Complementary Treatment Planning Software

^۳ Monte Carlo N-Particle Transport Code (MCNP)

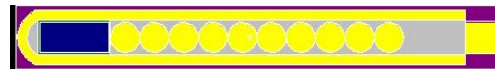
^۴ American Association of Physicists in Medicine (AAPM)

۲- مواد و روشها

۱-۲- روش مونت کارلو و طراحی چشمه

MCNP4C یک کد مونت کارلوی سه بعدی همه منظوره است که می تواند برای ترابرد نوترون، فوتون و الکترون یا زوجهای نوترون/ فوتون / الکترون مورد استفاده قرار گیرد [۹]. این کد با در نظر گرفتن تمام واکنشهای محتمل برای فوتونهای گسیل شده از کبالت ۶۰ با انرژیهای ۱/۱۷ و ۱/۳۳ مگا الکترون ولت [۱]، می تواند دوز جذب شده در اطراف چشمه را محاسبه نماید. برنامه های یافتن کمیتهای توزیع دوز در مد فوتون و الکترون اجرا شده و بنا به نوع محاسبه از روشهای مختلف کاهش واریانس مانند Splitting استفاده گردیده است. تالی مورد استفاده در یافتن پارامترهای دوزیمتری چشمه ها تا فاصله دو سانتیمتری از چشمه *f8 معادل یافتن دوز (به دلیل صادق نبودن شرط تعادل الکترونی) و پس از آن f6 معادل با یافتن کرما می باشد.

دستگاه پراکیری GZP6 دارای ۶ کانال با چشمه ^{60}Co است. از آنجا که تنها در کانال ۶ این دستگاه امکان تعیین تعداد و زمان توقف متفاوت با استانداردهای تعریف شده در برنامه طراحی درمان وجود دارد، یا به عبارتی دارای قابلیت برنامه ریزی شدن است، این کانال شبیه سازی شده و شمای شبیه سازی شده چشمه این کانال در کد MCNP4C در شکل (۲) نمایش داده شده است [۱۰]. ۱. علاوه بر آن، پارامترهای کانالهای ۳ و ۴ نیز که همراه با ۶ برای درمانهای منچستر کاربرد دارند، به طریق مشابه بدست آمدند که در این مقاله به دلیل مشابه بودن با کانال ۶، از گزارش نتیجه آنها صرف نظر می شود.



شکل ۲- چشمه کانال ۶ دستگاه GZP6 شبیه سازی شده در MCNP4C شامل قسمت فعال کبالت (آبی) $3/5 \text{ mm} \times 1/5 \text{ mm}$ ، کپسول تیتانیوم (سبز) و روکش و گلوله های کروی استیل (زرد) و سیم استیل انامه که همگی در فانتوم آب قرار داده شده اند.

۲-۲- کمیتهای آهنگ دوز دو بعدی

۱-۲-۲- شدت کرمای هوا (S_K)

شدت کرمای هوا، S_K ، برابر با آهنگ کرمای هوا در محیط خلاء در اثر فوتونهای با انرژی بیشتر از δ در فاصله d ، فاصله عمودی از مرکز چشمه تا نقطه تعیین $\dot{K}_\delta(d)$ ، است که در مربع فاصله ضرب شده است [۳]. واحد آن $(1\text{U}=1 \mu\text{Gy m}^2 \text{ h}^{-1} = 1 \text{cGy cm}^2 \text{ h}^{-1})$ می باشد.

$$S_K = \dot{K}_\delta(d)d^2 \quad (۲)$$

برای یافتن S_K ، از اندازه گیری کرمای هوای با رطوبت ۴۰٪ [۳] در یک حجم $4 \times 4 \times 4$ متر مکعب در حالی که چشمه در مرکز این حجم قرار داده شده است، استفاده می شود. برای یافتن این کمیت از ۱۰۰ میلیون تاریخچه استفاده شده است که خطای کرمای هوای محاسبه شده را تا حد ۰/۱۷٪ کاهش می دهد.

۲-۲-۲- ثابت آهنگ دوز (Λ)

ثابت آهنگ دوز، Λ ، بصورت آهنگ دوز آب در فاصله ۱ سانتیمتری مرکز هندسی چشمه روی محور عرضی در یک چشمه با شدت کرمای هوای واحد در فانتوم آب تعریف می شود. Λ برخلاف کمیتهای دیگر موجود در معادله (۱)، یک کمیت مطلق است که اثر هندسه چشمه، توزیع مکانی رادیواکتیویته درون چشمه، محفظه، خود جذبی درون چشمه و پراکندگی ناشی از آب احاطه کننده چشمه را در بر دارد. رابطه ریاضی Λ به شکل زیر است [۲]:

$$\Lambda = \dot{D}(r_0, \theta_0) / S_K \quad (۳)$$

۳-۲-۲- تابع هندسی ($G(r, \theta)$)

بطور فیزیکی، تابع هندسی، $G(r, \theta)$ ، یک تصحیح قانون عکس مجذور فاصله بر مبنای یک مدل تقریبی از توزیع مکانی رادیواکتیویته درون چشمه، با صرف نظر از پراکندگی و تضعیف، بدست می دهد. در این پروتکل [۳] استفاده از مدلهای چشمه نقطه ای و خطی با روابط زیر توصیه می شود:

بصورت بخشهای گروهی هم مرکز استفاده شده است. تعداد تاریخیچه در نظر گرفته شده برای حصول خطایی زیر ۱٪ در محاسبات دوز بکار رفته است.

۲-۳- نرم افزار مکمل برنامه طراحی درمان دستگاه GZP6

فرآیند کاری نرم افزار مکمل برنامه طراحی درمان دستگاه GZP6 (GZP6 CTPS) به سه بخش تقسیم می شود که عبارتند از: الف) وارد نمودن اطلاعات تصویری بیمار و تعیین نقاط مهم در این تصاویر، ب) وارد نمودن پله های توقف چشمه در کانال ۶ و زمان توقف متناظر با هر نقطه توقف، ج) محاسبه و نمایش توزیع دوز روی تصاویر وارد شده و همچنین بصورت مجزا در محورهای مختصات دو و سه بعدی و نمایش دوز در هر کدام از نقاط مشخص شده در یک جدول. این برنامه توسط زبان برنامه نویسی MATLAB و جعبه ابزار GUI نوشته شده و تبدیل به یک فایل اجرایی قابل اجرا بر روی کلیه کامپیوترها مستقل از نوع سیستم عامل می باشد. شکل (۳) نمایش صفحه اصلی این برنامه را نشان می دهد.

اولین منوی انتخابی کاربر، کانالهای مورد نیاز در درمان است. کانال ۶ به تنهایی می تواند در درمانهای سیلندری و یا درمان مری و... کاربرد داشته باشد و یا هنگام ترکیب با دو کانال ۳ و ۴ می تواند روش درمان معروف منچستر (تاندن و اووئید) را اجرا نماید. پس از آن، بزرگنمایی تصویر رادیولوژی گرفته شده از بیمار بعد از کاشت اپلیکاتورها در بدن، وارد می شود. در صورت استفاده از کانال ۶ به تنهایی فقط از یک تصویر قدامی - خلفی استفاده می شود و در حالت سه کاناله نیاز به دو تصویر قدامی - خلفی و جانبی است که ابعاد آنها بنا به ابعاد میدان دستگاه تصویربرداری و یا محدوده اسکن فیلم رادیولوژی وارد می شوند. پس از مشخص نمودن این اطلاعات، کاربر با استفاده از کلید "START" ابتدا مسیر ذخیره عکسهای رادیولوژی گرفته شده از بیمار را مشخص می نماید؛ سپس نقاطی را که برای گزارش دوز مهم می باشند، بر اساس پروتکل ICRU 38 [۱۱]، بر روی فیلمها مشخص

$$G_P(r, \theta) = r^{-2} \quad (۴) \text{ چشمه نقطه ای}$$

چشمه خطی

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \text{if } \theta \neq 0^\circ \\ \left(r^2 - L^2/4\right)^{-1} & \text{if } \theta = 0^\circ \end{cases}$$

که زاویه β در بر گیرنده دو انتهای چشمه خطی نظری نسبت به نقطه محاسبه $P(r, \theta)$ برحسب رادیان و L طول چشمه رادیواکتیو است. در این تحقیق از تخمین چشمه خطی استفاده شده است.

۲-۲-۴- تابع دوز شعاعی (g(r))

تابع دوز شعاعی، $g(r)$ ، افت دوز روی صفحه عرضی را بدلیل پراکندگی و تضعیف فوتون با صرف نظر از افت دوز محاسبه شده توسط تابع هندسی، محاسبه می کند. در معادله (۵)، زیرنویس X تعیین کننده آنست که تابع هندسی، یک چشمه نقطه ای "P" یا یک چشمه خطی "L" است [۳]:

$$g_X(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_X(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_X(r, \theta_0)} \quad (۵)$$

برای تعیین $g(r)$ از فانتوم آب مایع نامحدود (با شعاع ۵۰ سانتیمتر) با مبدا مختصات در مرکز هندسی چشمه استفاده شده است. بسته به دوری و نزدیکی سلول مورد نظر، تاریخیچه مورد استفاده از ۴۰ تا ۴۰۰ میلیون متغیر بوده تا نهایتاً میانگین خطایی زیر ۱٪ را بدست دهد.

۲-۲-۵- تابع ناهمسانگردی دوبعدی (F(r, θ))

تابع ناهمسانگردی دو بعدی، $F(r, \theta)$ ، تغییرات دوز را بصورت تابع زاویه قطبی نسبت به صفحه عرضی بدست می دهد که بصورت زیر تعریف می شود [۳]:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad (۶)$$

پارامترهای فرمول فوق قبلاً تعریف شده اند. برای یافتن این کمیت از فانتوم آب با تقسیم بندی در مختصات قطبی

می‌نماید. دو نقطه مهم در گزارش دوز براکی تراپی داخل حفره ای نقاط A و B می‌باشند که این نرم افزار قابلیت تعیین این نقاط را بصورت خودکار و به دور از خطاهای چشمی و اندازه گیری داراست.



شکل ۳- شمای GUI برنامه مکمل طراحی درمان دستگاه براکی تراپی GZP6 نوشته شده در برنامه MATLAB

انتهای اپلیکاتور نیز جوابگو بوده و می‌تواند تمام نقاط توقف چشمه را برونیابی نماید و فقط با تعیین نقاط بیشتر، دقت بیشتری در تعیین موقعیت چشمه‌ها بدست خواهد آمد. مختصات سه بعدی نقاط توقف چشمه با استفاده از نقاط تعیین شده در مرحله قبل توسط برونیابی خطی بدست می‌آیند [۱۲].

۳- نتایج

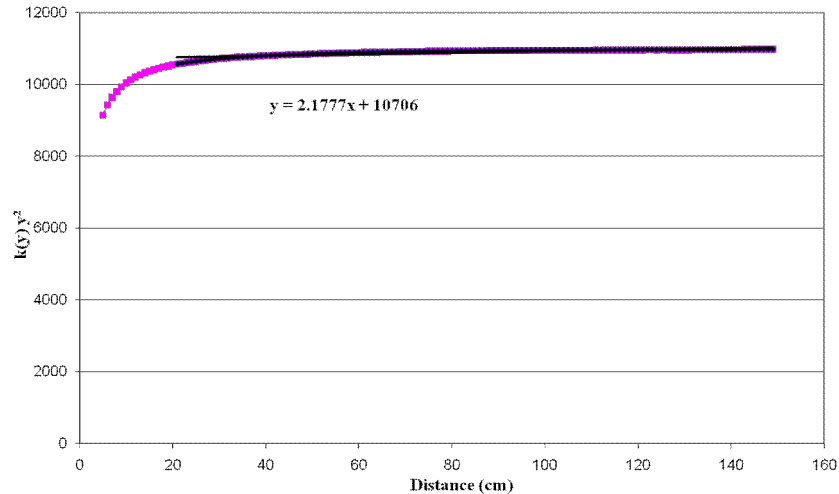
معادله خطی $k_{air}(y)y^2 = S_k + by$ بر حاصلضرب کرهای هوای بدست آمده بر روی محور عرضی چشمه در مربع فاصله برازش می‌شود. در این معادله S_k شدت کرهای هوا و b انباشت فوتونهای پراکنده را نشان می‌دهد [۵]. شکل (۴) نمودار مربوطه به همراه معادله درجه اول برازش شده به اطلاعات از فاصله مناسب ($d=20\text{cm}$) به بعد را نشان

در انتها با وارد نمودن تعداد و فاصله نقاط توقف چشمه در کانال ۶ و زمان مطلوب بر حسب ثانیه در محلهای مربوطه، با زدن کلید "RUN"، محاسبات دوز انجام می‌گیرد. فاصله پله‌های توقف بر مبنای قابلیت دستگاه، دارای دو حالت ۲/۵ و ۵ میلیمتری است. از آنجا که کانالهای ۳ و ۴ دستگاه GZP6 قابل برنامه‌ریزی شدن نبوده و چشمه تنها در انتهای اپلیکاتور توقف می‌نماید و زمان توقف برای هر دو کانال یکسان است، تنها یک انتخاب زمان برای این کانالها در محیط GUI در نظر گرفته شده است.

شایان ذکر است که این نرم‌افزار برخلاف برنامه‌های دیگر طراحی درمان دو بعدی که نیاز به تعیین نقاط خاصی از توقف چشمه بر اساس دامیهای (Dummy) مشخص شده در فیلم رادیولوژی دارند، تنها با تعیین نقاط ابتدا و

طراحی نسبتاً مشابه [۱۳] همخوانی داشته و تفاوتی کمتر از ۵٪ را نشان می‌دهد.

می‌دهد. مقدار S_K بدست آمده برای چشمه کانال ۶ برابر U ۱۸ ± 10706 به ازای هر کوری اکتیویته است که با نتیجه بدست آمده از مطالعه ای بر روی چشمه براکی تراپی کبالت با

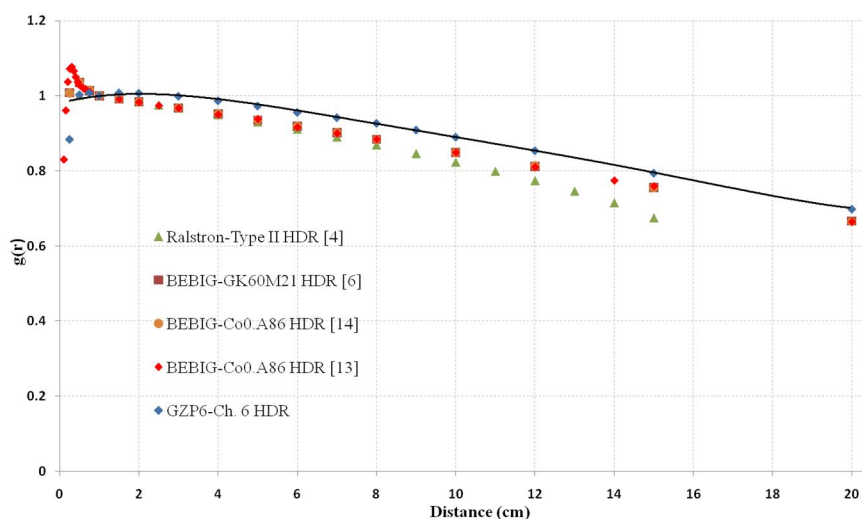


شکل ۴- برازش چند جمله‌ای درجه اول به حاصلضرب کرمای هوا در مربع فاصله از چشمه جهت یافتن S_K

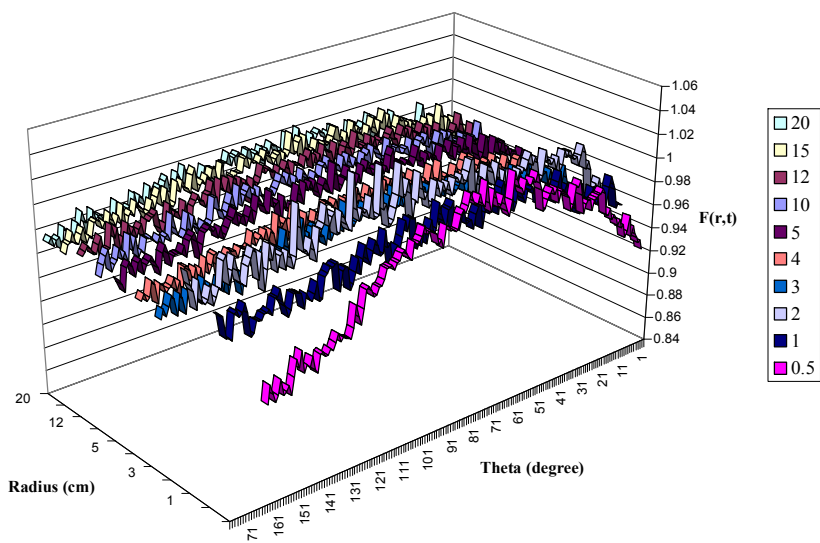
شکل (۵) تغییرات $g(r)$ برحسب فاصله از چشمه را تا شعاع ۲۰ سانتیمتری نمایش می‌دهد. این نمودار مشابه نمودار تغییرات دوز با فاصله به یک قله رسیده و سپس افت می‌کند. با مقایسه نتایج حاصل از دستگاه GZP6 با سه چشمه کبالت مشابه که در چهار مطالعه مجزا ارائه شده است، تفاوت اندکی بین مقادیر بدست آمده ملاحظه می‌شود که ناشی از تفاوت در طراحی چشمه و ابعاد فانتوم برای انجام محاسبه می‌باشد [۴، ۶، ۱۳، ۱۴]. بر اساس توصیه TG-43 [۳]، در فاصله ۰/۲۵ تا ۲۰ سانتیمتری از سطح چشمه، به نقاط بدست آمده یک چندجمله‌ای درجه ۵ برازش شده است که دارای ضریب همبستگی $R^2 = 0.9955$ با نقاط محاسبه شده است.

شکل (۶) تغییرات تابع F را بصورت سه بعدی بر حسب فاصله از مرکز چشمه و زاویه از محور افقی نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل دیده می‌شود این تغییرات در نزدیکی چشمه زیاد بوده و با دور شدن از آن کمتر شده و در سمت چشمه که دارای بدنه استیل و سیم می‌باشد، بیشتر به چشم می‌خورد.

ثابت آهنگ دوز، Δ ، با استفاده از محاسباتی که در تقسیم بندی استوانه‌ای یک فانتوم آبی انجام شد، بدست آمده است. مقدار بدست آمده برای چشمه کانال ۶ دستگاه GZP6 برابر $1/0.86 \pm 0/0.05 \text{ cGy h}^{-1}U^{-1}$ است. با تقسیم این مقدار بر $G(1,90)$ ، جایی که ثابت آهنگ دوز تعریف می‌شود، مشخص می‌شود که این ثابت برای چشمه ^{60}Co متناسب با فاکتور هندسی متناظرش بوده و در نتیجه Δ می‌تواند برای هر طراحی چشمه کبالت با دقت قابل قبول ($\pm 2\%$) با ضرب کردن فاکتور هندسی در نقطه مرجع در ثابت آهنگ دوز چشمه نقطه ای بدون روکش بدست آید [۴]. این مقدار در چشمه کانال ۶ دستگاه GZP6 برابر $1/0.97 \pm 0/0.05 \text{ cGy h}^{-1}U^{-1}\text{cm}^2$ است که با $1/0.94 \pm 0/0.11$ گزارش شده توسط Papagiannis [۴] 0.33% تفاوت دارد. تفاوت ناچیز تنها پارامتر مطلق پروتکل TG-43 با مقادیر ذکر شده در مراجع دیگر [۶، ۱۳، ۱۴] می‌تواند به عنوان معیار صحت اندازه‌گیریهای انجام شده در این تحقیق بکار رود.



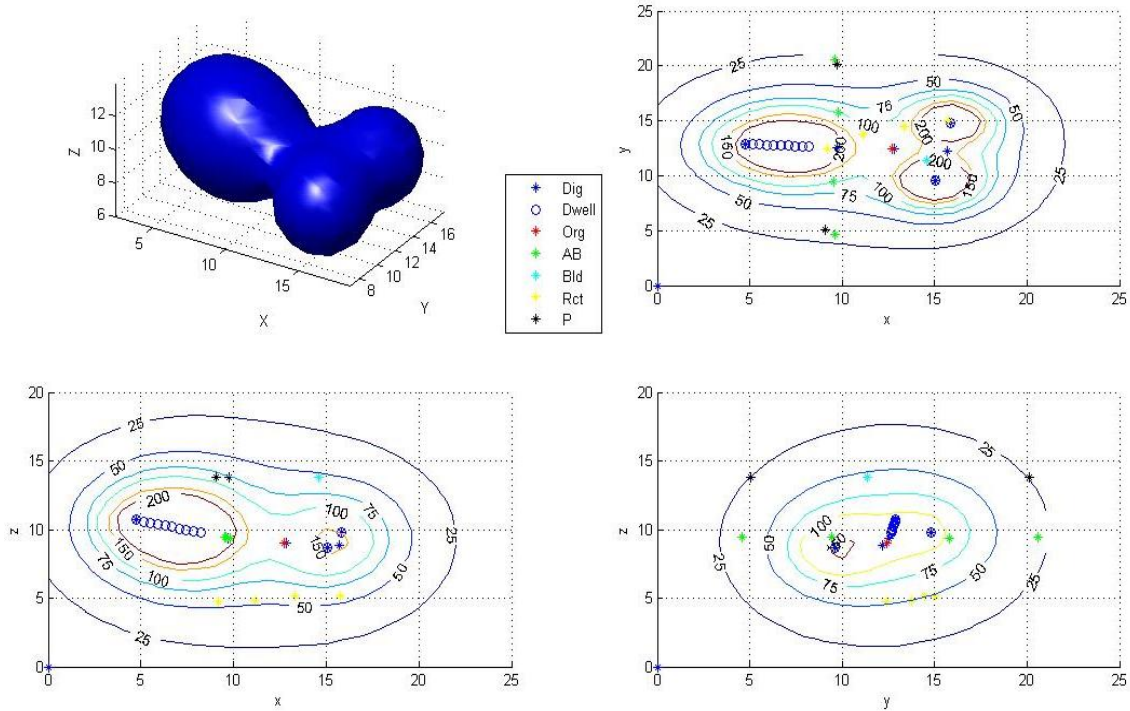
شکل ۵- تغییرات دوز شعاعی $g(r)$ در چشمه کانال ۶ دستگاه GZP6 و مقایسه آن با چشمه‌های کبات مشابه به همراه چند جمله ای درجه ۵ برازش شده به آن



شکل ۶- نمایش سه بعدی تابع ناهمسانگردی چشمه کبات، $F(r, \theta)$

قابلیت متفاوت دیگر این نرم افزار نمایش منحنیهای هم دوز بر روی فیلمهای رادیوگرافی اولیه می باشد که تفسیر آن را برای پزشک آنکولوژ ساده تر می نماید. شکل (۷) نمونه ای از خروجی این برنامه را در محورهای مختصات نشان می دهد. جداول در طول - در عرض چشمه و نتایج با تفصیل بیشتر از دیدگاه دوزیمتری و همچنین اطلاعات بیشتر در زمینه نرم افزار طراحی شده در مقالات بین المللی چاپ شده توسط این گروه قابل دسترسی است [۱۵، ۱۶].

پس از فشردن دکمه "RUN" در GUI طراحی شده، مختصات سه بعدی نقاط توقف چشمه ها محاسبه می شود و با استفاده از آنها دوز در هر نقطه صفحه می تواند از طریق پروتکل TG-43 با تعیین شعاع و زاویه این نقاط نسبت به مرکز هر چشمه محاسبه شود. سپس منحنیهای هم دوز در صفحات مختصات XY , YZ , XZ بصورت مجزا با نمایش نقاط مرجع و نقاط مهم تعیین شده توسط کاربر بعلاوه منحنی سه بعدی هم دوز ۱۰۰٪ نمایش داده می شود. علاوه بر آن،



شکل ۷- نمونه ای از منحنی‌های هم دوز بدست آمده در خروجی برنامه GZP6 CTPS در صفحات مختصات XY, XZ, YZ و منحنی سه بعدی هم دوز ۱۰۰٪ متناظر

۴- بحث و نتیجه گیری

در این مقاله برنامه‌ای معرفی گردیده که با هدف اصلاح نقایص موجود در برنامه طراحی درمان اختصاصی دستگاه براکی‌تراپی GZP6 طراحی و پیاده‌سازی شده است. جهت حصول به این مهم، ابتدا کمیتهای دوزیمتری کانال ۶ دستگاه که تنها کانال قابل برنامه‌ریزی شدن آن می‌باشد، محاسبه شده‌اند که داشتن خطای میانگین زیر ۱٪ و همخوانی بسیار خوب با مقالات مشابه، قابلیت اطمینان آنها را تضمین می‌نماید. سپس با استفاده از نتایج بدست آمده، در برنامه MATLAB یک GUI طراحی گردیده و آهنگ دوز در هر نقطه در اطراف اپلیکاتورهای کاشته شده را می‌توان با هر چیدمان دلخواه چشمه‌ها بدست آورد. علاوه بر آن، با دوزیمتری متناوب دستگاه، در صورت تغییر در کمیتهای ذکر شده می‌توان آنها را اصلاح نموده و توزیع دوز صحیح و در نتیجه درمان دقیقتری را ارائه داد. همچنین، از آنجا که مثانه و رکتوم بخصوص در درمان‌های ناحیه لگن بعنوان اندام بحرانی

شناخته می‌شوند، می‌توان با وارد نمودن مختصات دقیق آنها به برنامه، دوز دریافتی آنها و هر نقطه مطلوب دیگر را بدست آورده و چیدمان چشمه‌ها را برای کاهش هرچه بیشتر دوز اندام سالم و افزایش دوز بافت تومور، که هدف اصلی هر برنامه طراحی درمان می‌باشد، بهینه ساخت.

با توجه به استفاده از دستگاه GZP6 در چندین مرکز درمانی کشورمان و وجود محدودیتهایی در این دستگاه که می‌تواند دقت درمان را کاهش دهد، نیاز به یک برنامه مکمل که بتواند کاستیهای برنامه فعلی طراحی درمان را جبران نماید، ضروری به نظر می‌رسد. نرم‌افزار GZP6 CTPS که با کاربردی ساده و بصورت فایل اجرایی و قابل نصب بر روی هر نوع سیستم عامل آماده‌سازی شده است، می‌تواند این نیاز را برطرف نماید. این مسئله بخصوص با توجه به تغییرات آناتومیک ناشی از بیماری و تفاوت افراد مختلف و در نتیجه تفاوت در تجویز و توزیع دوز روشنتر می‌گردد. نرم‌افزار GZP6 CTPS علاوه بر رفع کاستیهای برنامه طراحی درمان فعلی،

قدردانی نماییم. همچنین از جناب آقای جباری، مسئول فیزیک بیمارستان شهدای تجریش، جهت در اختیار قرار دادن اطلاعات دستگاه، سپاسگزاریم. شایان ذکر است که این پژوهش با استفاده از اعتبارات پژوهشی دانشگاه شهید بهشتی طی قرارداد شماره ۶۰۰/۱۳۹۹ مورخ ۸۹/۸/۱۵ انجام پذیرفته است.

مزایای دیگری شامل تعیین خودکار نقاط مرجع بدون دخالت خطای چشم فیزیسیست کاربر و عدم نیاز به تعیین نقاط توقف متعدد و مشخص بر روی عکسهای رادیولوژی (به دلیل قابلیت برونمایی بین نقاط) را نیز داراست.

۵- تشکر و قدردانی

در اینجا بر خود واجب می دانیم که از زحمات و راهنماییهای حکیمانه شهید دکتر مجید شهریاری در بخش شبیه سازی

منابع

1. Mesbahi A. Radial dose functions of GZP6 intracavitary brachytherapy ^{60}Co sources: treatment planning system versus Monte Carlo calculations. *Iran J Radiat Res*. 2008;5(4):181-6.
2. 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.
3. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys*. 2004 Mar;31(3):633-74.
4. Papagiannis P, Angelopoulos A, Pantelis E, Sakelliou L, Karaiskos P, Shimizu Y. Monte Carlo dosimetry of ^{60}Co HDR brachytherapy sources. *Med Phys*. 2003 Apr;30(4):712-21.
5. Pérez-Calatayud J, Granero D, Casal E, Ballester F, Puchades V. Monte Carlo and experimental derivation of TG43 dosimetric parameters for CSM-type Cs-137 sources. *Med Phys*. 2005 Jan;32(1):28-36.
6. Ballester F, Granero D, Pérez-Calatayud J, Casal E, Agramunt S, Cases R. Monte Carlo dosimetric study of the BEBIG Co-60 HDR source. *Phys Med Biol*. 2005 Nov;50(21):N309-16.
7. Karaiskos P, Papagiannis P, Sakelliou L, Anagnostopoulos G, Baltas D. Monte Carlo dosimetry of the selectSeed 125I interstitial brachytherapy seed. *Med Phys*. 2001 Aug;28(8):1753-60.
8. Ballester F, Granero D, Pérez-Calatayud J, Casal E, Puchades V. Monte Carlo dosimetric study of Best Industries and Alpha Omega Ir-192 brachytherapy seeds. *Med Phys*. 2004 Dec;31(12):3298-305.
9. Briesmeister JF. MCNP—a general Monte Carlo Nparticle transport code: version 4C. Report LA-13709-M. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, 2000.
10. Mesbahi A, Naseri A. In-air calibration of new high dose rate ^{60}Co brachytherapy sources: results of measurements on a GZP6 brachytherapy afterloading unit. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2008;13(2):69-73.
11. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynaecology: International Commission on Radiation Units and Measurements (Bethesda, Maryland), 1985. ICRU Report 38.
12. Lachaine ME, Gorman JC, Palisca MG. A fast, independent dose check of HDR plans. *J App Clin Med Phys*. 2003 Spring;4(2):149-55.
13. Selvam TP, Bhola S. Technical Note: EGSnrc-based dosimetric study of the BEBIG ^{60}Co HDR brachytherapy sources. *Med Phys*. 2010 Mar;37(3):1365-70.
14. Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F. Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy. *Med Phys*. 2007 Sep;34(9):3485-8.

15. Hariri S, Kamali Asl A. Introducing a complementary treatment planning software for GZP6 brachytherapy system: Proceedings of the 3rd International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (BMEI'10); 2010 Oct 16-18; Yantai(China). IEEE, 2010. . , IEEE Xplore, 2010, 3: 1350-2
16. Hariri Tabrizi S, Kamali Asl A and Azma Z, Monte Carlo derivation of AAPM TG-43 dosimetric parameters for GZP6 Co-60 HDR sources, Phys Med [Internet]. 2011 [cited 2011 May 31], Available from: Elsevier.