



بررسی میزان دز دریافتی از چشمه پرتوزای ایریدیم ۱۹۲ با آهنگ دز بالا در درمان سرطان ریه به روش براکی تراپی

بیرجندی محمد مهدی* - رومی افشین

گروه فیزیک، واحد خرم آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، خرم آباد، ایران.

چکیده:

ایریدیم ۱۹۲ در حالت کپسول شده با طول ناحیه فعال ۳/۵ و ضخامت ۰/۶ میلی متر، چگالی ۲۲/۴۲ گرم بر سانتی متر مکعب و میزان فعالیت ۲/۷۴ کوری از طریق اپلیکاتور در مجاورت بافت هدف قرار گرفت. بافت ریه به شکل محفظه ای از گازهای موجود در هوا با دیواره هایی از جنس بافت نرم، به صورت حجمی مکعبی با وکسل هایی به اضلاع ۰/۲ میلی متر در کد شبیه ساز MCNP شبکه بندی شده است. چگالی آن بسته به مقدار هوای داخل ریه، 1×10^{-1} تا $2/96$ گرم بر سانتی متر مکعب است. دز جذب شده مطلوب حاصل از فعالیت ایریدیم ۱۹۲ با آهنگ دز بالا، در بافت ریه برابر با ۶۴ گری و در بافت های حساس مجاور نظیر قلب و کبد به ترتیب ۱/۶۸ و $3/10^5$ گری خواهد بود.

کلمات کلیدی: سرطان ریه، پرتودرمانی، ایریدیم ۱۹۲، دز جذبی

مقدمه:

رضائیان و همکارانش (۱۳۹۵) دریافتند که پرتودهی موضعی قفسه سینه با دز ۱۸ گری موجب تغییر در شاخص های آسیب استرس اکسیداتیو و هیستوپاتولوژیکی بافت ریه در کوتاه مدت و درازمدت می شود [۱]. برادران و همکارانش (۱۳۹۴) به منظور محاسبه پارامترهای تأثیرگذار در ارزیابی اثرات پرتوگیری رادون، با شبیه سازی مسیرهای هوایی استوانه ای برونشیا ریه، چگالی شار ذرات آلفای ساطع شده از دختران رادون نشسته در سطح داخلی این مسیرها را به دست آوردند. طبق مطالعات انجام شده پارامتر شار با کمیت های تعداد برخورد، تعداد سلول های جهش یافته و دز رابطه خطی دارد [۲]. محمودی و همکارانش (۱۳۹۴) با محاسبه توزیع دز فوتون در پرتودرمانی مزوتلیوما بدخیم پلور دریافتند که عرض پروفایل دز محاسبه شده توسط TPS در ناحیه دز ۹۰٪ در مقایسه با مونت کارلو، ۳ تا ۱۲ میلی متر بیش تر و در نواحی با دز کم تر از ۵۰٪ عرض پروفایل دز محاسبه شده توسط TPS در مقایسه با مونت کارلو ۱ تا ۱۶ میلی متر کم تر بوده است [۳]. تا اواخر دهه ۶۰ منابع براکی تراپی با استفاده از رویکرد جراحی باز به طور دستی داخل بدن بیمار تعبیه می شد. استفاده از لوله ها برای درمان بیماری های زنان و کاشت دانه ها درون سوزن ها که با استفاده از سیستم تعیین دز انجام می پذیرفت، از روش های دیگر در



پرتودرمانی داخلی بود. در روش مدرن با استفاده از سیستم های افتزلود ، لوله های حمل کننده توخالی یا کاتترها در بافت ها یا حفره های بدن جای داده می شود ، موقعیتشان توسط تصاویر رادیوگرافی بررسی و سپس منابع بارگذاری می شود. مقایسه عملکرد ایزوتوپ ایریدیم ۱۹۲ با ایزوتوپ های مورد استفاده در مراکز درمانی از قبیل کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷ مساله مورد بررسی خواهد بود. هدف از این پژوهش نیز معرفی ایریدیم ۱۹۲ به عنوان مناسب ترین ایزوتوپ ارائه شده به منظور توزیع دز یکنواخت و بهینه سازی طرح درمان در پرتودرمانی داخلی سرطان ریه است. لزوم انجام این پژوهش ترغیب مراکز درمانی کشور به منظور سوق دادن و بهره مندی از این روش درمانی برای جامعه هدف می باشد. ایریدیم ۱۹۲ در حالت کپسول شده با قطر خارجی ۰/۱۵ ، طول کامل ۴/۶ میلی متر از طریق اپلیکاتور در مجاورت بافت قرار گرفت. به منظور جذب تابش ترمزی حاصل از پرتوهای بتا ، ناحیه فعال با یک روکش فلزی عایق شده است. شبیه سازی ها برای چشمه خطی با ۲/۱۰×۵ و برای چشمه نقطه ای با ۷/۱۰×۵ فوتون و با استفاده از کد شبیه سازی MCNP صورت پذیرفت. با داشتن توابع احتمال برهمکنش ذره با ماده و اعمال یک ورودی تصادفی با توزیع های انرژی ، مکانی و زاویه ای دلخواه ، رفتار ذره همانند سازی گردید.

روش کار :

فانتوم سه بعدی TORISO 602 به عنوان یک فانتوم کامل با عضوهای قابل برداشت ، به منظور شبیه سازی دقیق یک فرد متوسط مورد استفاده قرار گرفت. در شبیه سازی ، بافت های بدن از قبیل ریه ، قلب و کبد به صورت مجموعه ای از حجم های مکعبی با وکسل هایی به اضلاع ۰/۲ میلی متر شبکه بندی شده است. انرژی تولید شده از برهمکنش در طی فرآیند آشکارسازی حاصل از فعالیت ایریدیم ۱۹۲ ، درون وکسل ها ذخیره و در نهایت انرژی تخلیه شده در بافت هدف با محاسبه برآیند انرژی ذخیره شده در هر یک از این وکسل ها به دست می آید. چگالی بافت ریه با دیواره هایی از جنس بافت نرم ، بسته به مقدار هوای داخل ریه ، از ۰/۲۵ تا ۱ گرم بر سانتی متر مکعب متغیر خواهد بود. استخوان ها ، حفره های هوایی و چربی ها به دلیل عدد اتمی موثر و چگالی متفاوت ، بر توزیع دز در بدن بیمار تاثیرگذار خواهد بود.

جدول (۱) : میزان فراوانی و جرم مولکولی گازهای موجود در هوا و عناصر تشکیل دهنده

دیواره ریه ؛ گزارش شماره ۴۴ کمیسیون بین المللی یکاها و اندازه گیری تابش

میزان عناصر (درصد جرمی)	عناصر موجود در دیواره	پتانسیل یونش (الکترون ولت)	جرم مولکولی گاز (کیلوگرم بر مول)	درصد گاز موجود در هوا	گازهای موجود در ریه
۱۰/۲	هیدروژن	۱۴/۵	۲۸/۰۲	۷۸/۰۱	نیتروژن
۱۴/۳	کربن	۱۳/۶	۳۲	۲۰/۹۵	اکسیژن
۳/۴	نیتروژن	۱۵/۷	۳۹/۹۴	۰/۹۳	آرگون



۷۰/۸	اکسیژن	۱۴/۴	۴۴/۰۱	۰/۳۸	کربن دی اکسید
------	--------	------	-------	------	---------------

جدول (۲): چگالی، حجم، چگالی الکترونی و عدد اتمی موثر

بافت های ریه، قلب، کبد و استخوان ها به دست آمده از تصاویر CT Scan

بافت	چگالی فیزیکی (گرم بر سانتی متر مکعب)	حجم بافت (میلی متر مکعب)	چگالی الکترونی (الکترون ولت بر گرم)	عدد اتمی موثر
آب	۱	-	$۳/۳۵ \times ۱۰^{۲۳}$	۳/۳۳
ریه	$۱۰^{-۲} \times ۱/۹۶$	۲۱۴۳/۵	$۳/۳۲ \times ۱۰^{۲۳}$	۳/۴۲
قلب	۱/۰۴	۲۸۰	-	-
کبد	۱/۴	۱۴۳۶	$۳/۳۳ \times ۱۰^{۲۳}$	۳/۲۹
استخوان	۱/۸۵	-	$۳/۲۳ \times ۱۰^{۲۳}$	۴/۰۸
هوا	$۱۰^{-۱} \times ۳/۱۲۹$	-	$۱۰ \times ۳/۰۱$	-

جدول (۳): خصوصیات چشمه ایریدیوم ۱۹۲، کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷ [۴]

کبالت ۵۹	شکافت اورانیوم	ایریدیوم ۱۹۱	ایزوتوپ هدف
۳۷/۱۳	-	۹۲۴	سطح مقطع نوترون حرارتی σ_{th} (بارن)
کبالت ۶۰ (^{60}Co)	سزیم ۱۳۷ (^{137}Cs)	ایریدیوم ۱۹۲ (^{192}Ir)	ایزوتوپ محصول
۵/۲۷ سال	۳۰/۰۷ سال	۷۳/۸۳ روز	نیمه عمر
بتای منفی	بتای منفی	بتای منفی، فوتون	نوع واپاشی
۱/۲۵۲	۰/۶۶۱	۰/۳۷۲	میانگین انرژی پرتو گاما (مگا الکترون ولت)
۰/۰۹۷	۰/۱۸۸	۰/۱۸۱	میانگین انرژی پرتو بتا (مگا الکترون ولت)
۱/۲۳۳	۰/۶۳۰	۰/۲۶۶	میانگین انرژی الکترون (مگا الکترون ولت)
$۰/۴۱ \times ۱۰^۵$	$۳/۲ \times ۱۰^۳$	$۳/۴ \times ۱۰^۵$	فعالیت ویژه (ترا بکرل بر کیلوگرم)
۴/۶۲	۳/۲۸	۲/۷۴	میزان فعالیت (کوری)

در جداول بالا، حجم و چگالی بافت های مورد نظر، عناصر تشکیل دهنده بافت ها و دیگر ویژگی های لازم جهت طراحی درمان آمده است. همچنین باید متذکر شد که قلب و کبد به عنوان دو بافت نرم، از عناصری مشابه با دیواره بافت ریه تشکیل شده اند.

دز ناشی از توزیع بکنواخت پرتوهای گامای گسیل شده از حجم بی نهایت کوچک dv از یک ایزوتوپ گسیلنده گاما در نقطه ای به فاصله r از آن:

$$D = C\Gamma \frac{e^{-\mu r}}{r^2} dv \quad (۱)$$

دز ناشی از کل ایزوتوپ موجود در بافت با تراکم C و ضریب خطی جذب انرژی μ در آن نقطه:



$$D = C\Gamma \int_0^v \frac{e^{-\mu r}}{r^2} dv$$

آهنگ دز یک چشمه خطی با تراکم خطی C_l مگابکرل در واحد طول در نقطه ای به فاصله h از طول بی نهایت کوچک dl :

$$D = \frac{\Gamma \times C_l \times dl}{l^2 + h^2} \quad (3)$$

در گذار ذره یوننده از محیط، آهنگ جذب انرژی در محیط و دز میانگین اهمیت دارد. آهنگ گسیل انرژی بر حسب ژول بر ثانیه توسط یک ایزوتوپ پرتوزا:

$$\dot{\chi} = 1/6 \times 10^{-13} \times A \times \bar{E} \times n \times \varphi \quad (4)$$

A فعالیت چشمه بر حسب بکرل، \bar{E} میانگین انرژی ذرات بر حسب مگاالکترون ولت، n تعداد ذرات در هر واپاشی و φ کسری از انرژی گسیل شده است که در هدف جذب می شود. دز کل حاصل از واپاشی کامل ایزوتوپ پرتوزا در هدفی به جرم m [۵،۴]:

$$D = \frac{1/6 \times 10^{-13} \times \bar{E} \times n \times \varphi}{m} \int_0^\infty A(t) dt \quad (5)$$

نتایج:

در ابتدا میزان دز تحویل داده شده از منبع ایریدیم در فواصل شعاعی مختلف محاسبه گردید. این نتایج با توجه به قرارگیری منبع در کاترها و امکان پرتوگیری در امتداد محور عرضی ناحیه هدف به دست آمده است. بدین ترتیب مقادیر دز جذب شده در بافت ریه و دو بافت حساس قلب و کبد برای سه ایزوتوپ ایریدیم ۱۹۲، کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷ محاسبه شده است. نتایج حاصل از این بررسی ها در جداول زیر و به صورت نمودار مشاهده می شود.

جدول (۴): میزان دز بر حسب cGy/s در امتداد محور عرضی از منبع ایریدیم ۱۹۲ در بافت ریه

فاصله شعاعی (سانتی متر)	چشمه خطی (TPS)	چشمه خطی (MC)	چشمه نقطه ای (MC)
۰/۵	۴/۲۸	۳/۲۹	۶/۹۷
۱	۳/۵۷	۳/۲۷	۴/۵۹
۱/۵	۳/۵۱	۳/۲۵	۴/۴۷
۲	۳/۴۶	۳/۲۳	۴/۴۱
۲/۵	۳/۳۹	۳/۲۵	۴/۳۵

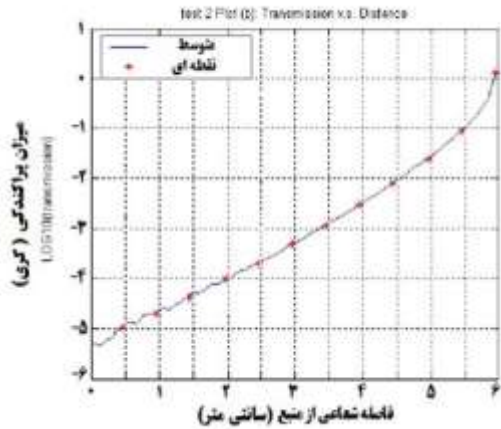


۳	۳/۳۶	۳/۱۷	۴/۴۰
۳/۵	۳/۶۰	۳/۲۴	۴/۲۹
۴	۳/۳۴	۳/۳۴	۴/۷۸
۴/۵	۳/۵۵	۲/۹۱	۴/۵۷
۵	۳/۴۸	۲/۴۸	۴/۴۰

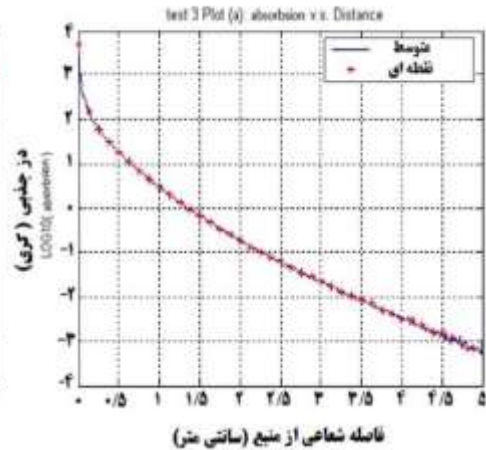
در سیستم‌های مدرن قادر خواهیم بود که موقعیت منابع بارگذاری شده در کاترها را با توجه به تصاویر رادیوگرافی تغییر داده و در امتداد محور عرضی ناحیه هدف پرتودهی صورت پذیرد. بدین ترتیب دز جذب شده در هر فروپاشی محاسبه می‌گردد. سپس با توجه به تشخیص پزشک و میزان دز مطلوب جهت طراحی درمان این عمل در چندین نوبت تکرار شده تا آن میزان دز مطلوب حاصل گردد. دز انباشت در واقع همان دز مطلوب جهت طراحی درمان براساس تشخیص پزشک می‌باشد.

جدول (۵): ارزیابی دز رسیده به ریه و دو بافت حساس قلب و کبد در براکی تراپی ریه

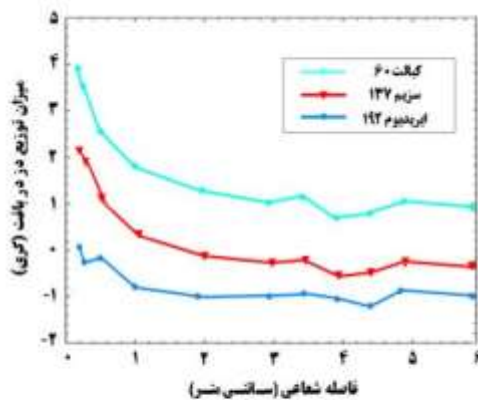
دز انباشت (Gy)	دز جذب شده در هر فروپاشی (Gy)	بافت	رادیوایزوتوپ
۶۴	$1/20 \times 10^{-13}$	ریه	ایریدیم ۱۹۲
۱/۲	$4/60 \times 10^{-16}$	قلب	
$1/10 \times 10^{-3}$	$3/18 \times 10^{-19}$	کبد	
۱۰۸	$2/42 \times 10^{-13}$	ریه	کبالت ۶۰
1/۶	$6/70 \times 10^{-19}$	قلب	
$7/63 \times 10^{-3}$	$7/40 \times 10^{-19}$	کبد	
۹۷	$2/80 \times 10^{-13}$	ریه	سزیم ۱۳۷
۱/۹	$5/50 \times 10^{-15}$	قلب	
$4/28 \times 10^{-3}$	$2/27 \times 10^{-18}$	کبد	



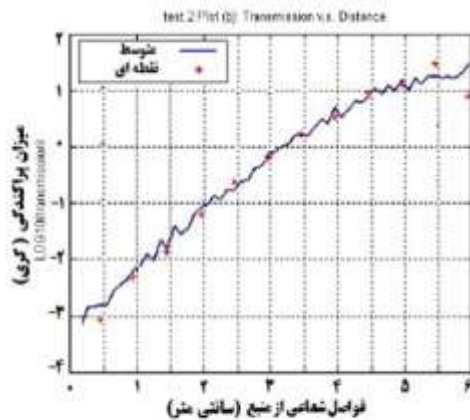
نمودار (۲): میزان پراکندگی در امتداد محور عرضی بافت ریه برای چشمه ایریدیم ۱۹۲



نمودار (۱): آهنگ دز جذب شده از ایزوتوپ پرتورای ایریدیم ۱۹۲ در فواصل شعاعی مجاوزت بافت ریه



نمودار (۴): توزیع دز برای سه ایزوتوپ پرتورای ایریدیم ۱۹۲، کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷ در براکی تراپی



نمودار (۳): میزان پراکندگی در امتداد محور عرضی بافت ریه برای چشمه کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷

در خصوص نتایج به دست آمده برای دو ایزوتوپ کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷، محاسبات و اندازه گیری ها مطابق با آن چه برای ایریدیم ۱۹۲ انجام شده و با جایگذاری داده های مربوط به آن دو ایزوتوپ در شبیه سازی ها به دست آمده است. عدم نمایش اطلاعات با استفاده از میله های خطا، با توجه به دسترسی به داده های تجربی سیستم های برنامه ریزی درمان TPS در مراجعه به مراکز درمانی و مقایسه مقادیر اندازه گیری شده در این پژوهش به روش مونت کارلو است. این امر فاصله اطمینان (Confidence Interval) اطلاعات یا میزان انحراف (Deviation) اطلاعات را بیان می کند.



بحث و نتیجه گیری :

اندازه‌گیری دز واقعی در امتداد محور عرضی و عمق بافت صورت پذیرفت. در روش مدرن با بهره‌گیری از سیستم‌های افترا لوله‌های توخالی داخل بافت مورد نظر قرار گرفته و سپس منبع مورد نظر در مجاورت ناحیه هدف بارگذاری می‌شود. حضور این منبع در مجاورت ناحیه هدف قبل ردیابی بوده، به گونه‌ای که منبع می‌تواند درون لوله و در امتداد عرضی تومور تغییر موقعیت دهد و در فواصل شعاعی مختلف پرتودهی صورت پذیرد. در برخی از شبیه‌سازی‌ها تعریف منبع در فرم کامل هندسی آن موجب همپوشانی و خطا در محاسبات می‌گردد. تعریف چشمه به عنوان یک چشمه نقطه‌ای گزینه‌ای برای غلبه بر این مشکل خواهد بود. میزان دز پیشنهاد شده برای درمان سرطان ریه در سیستم‌های طراحی درمان ۶۰ تا ۷۵ گری است. با توجه به نتایج ارائه شده در جدول (۵)، دز جذب شده مطلوب حاصل از فعالیت ایریدیم ۱۹۲ با آهنگ دز بالا، در بافت ریه برابر با ۶۴ گری و در بافت‌های حساس مجاور نظیر قلب و کبد به ترتیب ۱/۶۸ و $3/10^5 \times 4$ گری خواهد بود. این در حالی است که میزان دز انباشت شده در بافت ریه حاصل از فعالیت ایزوتوپ‌های کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷ به ترتیب ۱۰۸ و ۹۷ گری به دست آمده است. همچنین دز انباشت شده در بافت‌های حساس قلب و کبد برای دو منبع کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷ به دلیل پراکندگی بیش‌تر فوتون‌های حاصل از این دو منبع بیش‌تر خواهد بود و این در حالی است که هدف نهایی از درمان رسیدن کمینه دز به بافت‌های مجاور بافت هدف می‌باشد. در نمودار (۱) آهنگ دز جذب شده حاصل از فعالیت ایریدیم ۱۹۲ مشاهده می‌شود. مطابق انتظار در فواصل شعاعی بیش‌تر توزیع دز کاهش خواهد یافت. همچنین مطابق نمودار (۲) میزان پراکندگی فوتون‌ها برای ایریدیم ۱۹۲ در فواصل شعاعی بیش‌تر افزایش یافته است اما آنچه مد نظر است این میزان پراکندگی برای کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷ در شبیه‌سازی‌های مشابه با توجه به نمودار (۳) بیش‌تر و غیریکنواخت‌تر بوده است. در نمودار (۴) نیز میزان توزیع دز در هر یک از فواصل شعاعی برای سه منبع به دست آمده است. آن‌چه مسلم است با وجود پراکندگی بیش‌تر دو منبع کبالت ۶۰ و سزیم ۱۳۷، میزان دز انباشت این دو منبع بیش‌تر از مقدار پیشنهاد شده از سیستم‌های برنامه‌ریزی طرح درمان برای سرطان ریه خواهد بود. برای تابش‌های یوننده نظیر فوتون، انرژی جنبشی ذرات یوننده اولیه شامل فوتوالکترون، الکترون کامپتون و زوج الکترون-پوزیترون که از برهمکنش با واحد جرم محیط تولید می‌شود، حائز اهمیت است. با افزایش عمق، چگالی ذرات یوننده اولیه و ذرات ثانویه تولید شده افزایش و دز جذب شده تا رسیدن به یک مقدار بیشینه افزایش می‌یابد. مطابق انتظار پس از این مقدار بیشینه توزیع دز برای همه انرژی‌ها کاهش می‌یابد. در واقع به شینه دز جذب شده تقریباً با برد بیشینه ذرات یوننده اولیه برابر است. فوتون پراکنده انرژی خود را در محلی دورتر از مسیر اصلی از دست داده و در نتیجه توزیع دز در ناحیه هدف کاهش می‌یابد. پرتوی فوتونی توسط ماده چگال‌تر سریع‌تر جذب می‌گردد. مهم‌ترین برهمکنش بین بافت و تابش، پراکندگی کامپتون است. سطح مقطع این پراکندگی عمدتاً به چگالی الکترونی



محیط جاذب وابسته و ضریب تضعیف جرمی تقریباً مستقل از عدد اتمی ماده جاذب است. در فواصل شعاعی بیش تر میزان دز کاهش یافته و در فواصل دورتر تقریباً یکسان می شود که نشان دهنده تقریب چشمه نقطه ای در فواصل دورتر است. مشخصاً دز تابشی به شکل هندسی اندام مورد نظر نیز بستگی دارد. هر سه ایزوتوپ به علت داشتن انرژی بالا و افت سریع در بافت هدف در مراکز درمانی کاربرد دارد. با بررسی میزان دز جذب شده حاصل از ایزوتوپ های مختلف در بافت ریه و بافت های حساس مجاور، ایریدیم ۱۹۲ به دلیل فعالیت ویژه 4×10^3 ترابکرل برکیلوگرم و مشخصه آن در تولید چشمه های رادیواکتیو کوچک با فعالیت ۴/۴ ترابکرل، مناسب ترین ایزوتوپ ارائه شده به منظور توزیع دز یکنواخت و بهینه سازی طرح درمان در پرتودرمانی داخلی سرطان ریه است. برای انرژی های کوانتومی حاصل از فروپاشی ایریدیم ۱۹۲، ضریب جذب انرژی در بافت ریه به طور متوسط برابر 3×10^3 است. نیمه عمر کوتاه تر، توزیع مناسب دز، توانایی موقعیت یابی مواد رادیواکتیو نزدیک به تومور، تحویل میزان دز بالاتر در زمان کوتاه تر به بافت هدف، پراکندگی کمینه، کاهش آسیب به قسمت های سالم بافت، از بین رفتن فرصت ترمیم سلول های سرطانی از مزایای این روش درمانی خواهد بود. در این روش درمانی توانایی موقعیت یابی مواد رادیواکتیو نزدیک به تومور بیانگر سیستم تحویل دز یکنواخت بهینه می باشد.

مراجع :

- 1- رضائیان ابوالحسن، حدادی غلامحسن، حسین زاده مسعود، بررسی تغییرات سوپراکسید دیسموتاز، گلووتاتیون و هیستولوژیک ناشی از تشعشع گاما بر بافت ریه موش صحرایی، مجله دانشگاه علوم پزشکی فسا، ۱۳۹۵.
- 2- برادران سمانه، ستایشی سعید، کاردان محمد رضا، شبیه سازی شار ذرات آلفای ساطع شده از دختران رادون استنشاق شده در مسیرهای هوایی استوانه‌ای برونشیا ل ریه با استفاده از کد MCNPX، مجله سنجش و ایمنی پرتو، ۱۳۹۴.
- 3- محمودی گلشن، شکرانی پروانه، عموحیدری علیرضا، عطارد مریم، حسین زاده علی، بررسی صحت محاسبات توزیع دز فوتون در پرتودرمانی مزوتلیومای بدخیم پلور با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو، مجله دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، دوره ۲۲، شماره ۲، خرداد و تیر ۱۳۹۴.

4-JOHNSON, THOMAS E, INTRODUCTION TO HEALTH PHYSICS, FIFTH EDITION, 2017.
5-KHAN FAIZ M, GIBBONS JOHN P, KHAN'S THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY, FIFTH EDITION, 2014.