

ارزیابی TG-43U1 در تیوب های اشعه ایکس مینیاتوری مورد استفاده در براکی تراپی الکترونیکی از طریق شبیه سازی مونت کارلو

برات براتی^{۱*}، معصومه کایدانی^۲، محمدجواد طهماسبی بیرگانی^۳، ناهید چگنی^۴، منصور ذبیح زاده^۵، فریبا فرهادی بیرگانی^۱، رضا امیدی^۶

چکیده

زمینه و هدف: اولین فرمولبندی AAPMTG-43 در سال ۱۹۹۵ برای چشمه هایی با فعالیت ظاهری ارائه شد. در سال ۲۰۰۴ فرمول تغییر یافته آن برای محاسبه دوز چشمه های براکی تراپی نوکلئیدی تکمیل و مورد استفاده قرار گرفت. در ادامه کار با دو شرط، نرمالیزه کردن قدرت گرمای هوا و در نظر گرفتن طول فعال تیوب اشعه ایکس مینیاتوری نزدیک به صفر این فرمولبندی برای تیوب های اشعه ایکس مینیاتوری با نام دستورالعمل TG-43U1 مورد بهره برداری واقع شد. بر اساس ساختار هندسی تیوب های اشعه ایکس مینیاتوری و توانایی کدمونت کارلو، لازم دیده شد که دستورالعمل TG-43U1 برای تیوب های اشعه ایکس مینیاتوری با استفاده از این کد مورد ارزیابی قرار گیرد. روش بررسی: کمیت های Λ ، S_k ، $g(r)$ و $F(r, \theta)$ برای انرژی های ۴۰، ۴۵ و ۵۰ کیلو الکترون ولت از طریق شبیه سازی تیوب های hemispherical و hemispherical-conical با کد MCNPX(2.6.0) محاسبه شدند. یافته ها: بعد از اجرا شدن کد مونت کارلو، نتایج مقادیر عددی قدرت گرمای هوا، ثابت آهنگ دوز، تابع دوز شعاعی و تابع آنیزوتروپی بصورت جدول و شکل ارائه گردید. نتیجه گیری: توافق خوبی بین نتایج تیوب اشعه ایکس مینیاتوری hemispherical با تیوب کاربردی در سیستم AXXent و تیوب اشعه ایکس مینیاتوری hemispherical-conical با تیوب بکار رفته در سیستم Intrabeam با اجرای پروتکل TG-43U1 حاصل شد.

واژگان کلیدی: تیوب اشعه مینیاتوری، براکی تراپی الکترونیکی، کد مونت کارلو، TG-43U1

۱- استادیار گروه تکنولوژی پرتوشناسی.

۲- مربی گروه بهداشت حرفه ای.

۳- استاد گروه فیزیک پزشکی.

۴- دانشیار گروه فیزیک پزشکی.

۵- دانشیار گروه فیزیک پزشکی.

۶- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی.

۱- گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشکده علوم پزشکی شوشتر، شوشتر، ایران.

۲- گروه بهداشت حرفه ای، دانشکده علوم پزشکی شوشتر، شوشتر، ایران.

۳ و ۴- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۶- دانشکده پزشکی، دانشگاه شهید صدوقی یزد، یزد، ایران.

* نویسنده مسئول:

برات براتی؛ گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشکده علوم پزشکی شوشتر، شوشتر، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۳۰۱۴۶۸۵

Email: hojjatbarati1391@gmail.com

برای تراپی در حالت کلی، روش پرتو درمانی با کاربرد اشعه ایکس تولیدی به روش الکتریکی برای رساندن یک دوز تابشی در فاصله ای تا چند سانتی متری از راه درون حفره ای (Intracavitary)، داخل مجرا (Intraluminal) یا میان بافتی (Interstitial) می باشد یا اینکه چشمه برای را در تماس و یا بسیار نزدیک به سطح بدن قرار دهیم (۳).

بر اساس این تعریف، دستورالعمل TG-43U1 با دو شرط برای تیوپ های اشعه ایکس مینیاتوری قابل استفاده می باشد. اول، قدرت گرمای هوا باید به جریان باریکه نرمالیزه شود زیرا آهنگ دوز تیوپ اشعه ایکس مینیاتوری می تواند به آسانی با تغییر جریان باریکه تغییر کند. دوم، با تقریب چشمه نقطه ای برای تابع هندسی، توابع آنیزوتروپی می توانند تقریب زده شوند اگر طول فعال تیوپ اشعه ایکس مینیاتوری نزدیک صفر باشد (۴) در این صورت هنگام استفاده از TG-43U1 برای تیوپ های اشعه ایکس مینیاتوری از معادله (۴) استفاده می شود (۵).

(۴)

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 g_p(r) F(r, \theta) \quad (4)$$

در حال حاضر، روش های مونت کارلو، بهترین موتورهای محاسباتی برای علوم فیزیک تابشی در پزشکی هستند (۶). ویژگی اصلی این روش، یعنی ماهیت آن و توانایی توصیف دقیق هندسه سیستم، باعث شده که روش شبیه سازی برتری های زیادی نسبت به روش تجربی داشته باشد. تغییر در نوع بررسی و پارامترهای یک سیستم در روش های مونت کارلو بسیار ساده است که باعث شده بررسی اثرات آنها راحتتر انجام شود. این شبیه سازی ها آنقدر قابل اتکا شده اند که بعضی از آثار فقط با شبیه سازی انجام شده و حتی یک بار هم بصورت تجربی پیاده سازی نشدند (۷). دقت شبیه سازی های مونت کارلو در استخراج داده های دقیق و کامل با توجه به طیف داده شده، اثبات شده است (۸). راه حل عددی معادله انتقال الکترون پایه

فرمول بندی محاسبه دوز برای چشمه های برای تراپی توسط AAPM TG-43 مشخص، و برای اولین بار در سال ۱۹۹۵ ارائه شد (۱). دستور کار TG-43 براساس کمیت های اندازه گیری شده یا قابل اندازه گیری و جدا کردن (decouple) تعدادی از کمیت های وابسته به هم استوار است. به طور سنتی آهنگ دز در فاصله r از چشمه برای تراپی با استفاده از تقریب چشمه ی نقطه ای از معادله (۱) به دست می آید با:

$$\dot{D}(r) = A_{app} f_{med}(\Gamma_{\delta}) \chi \frac{1}{r^2} T(r) (1) \quad \Phi_{an}$$

که در آن A_{app} فعالیت چشمه، f_{med} ضریب تبدیل پرتو گیری به دوز، $(\Gamma_{\delta}) \chi$ ثابت آهنگ پرتو دهی برای رادیونوکلوئید در چشمه، $T(r)$ ضریب تضعیف بافت و Φ_{an} ثابت نا همسانگردی است (۲). فرمول بندی اولیه محاسبه دوز تنها به فعالیت های ظاهری چشمه (A_{app})، ثابت آهنگ پرتو دهی، ضریب تضعیف بافت، و جرم معادل رادیوم وابسته بود. با این حال، فرمولاسیون اختلاف بین هندسه منابع را به حساب نمی آورد و به طور عمده به نوع رادیونوکلوئید بستگی داشت. TG-43، مجموعه ای جدید از پارامترهای دوزیمتری معرفی کرد که نه تنها به هندسه خاص از منبع برای تراپی وابسته است، بلکه هم چنین می تواند به طور مستقیم برای هر چشمه محاسبه یا اندازه گیری شود. فرمول بندی جدیدی که توسط TG-43 معرفی شد منجر به استاندارد سازی روش های محاسبه دوز و توزیع دوز منابع برای تراپی شد (۱) جدول ۱.

بعد از جایگذاری کمیت های جدید، معادله (۱) به صورت معادله (۲) در آمد که یکی از مزیت های جدید معادله (۲) محاسبه دز در فضای دو بعدی است.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) (2)$$

در سال ۲۰۰۴ ریوارد و همکارانش برای محاسبه توزیع دوز در معادله (۲) تغییراتی ایجاد کردند و معادله (۳) را برای محاسبه آهنگ دز ارائه دادند.

$$\dot{D}(r) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta_0)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) \Phi_{an}(r) (3)$$

است (۱۲) تا امروز برنامه های مختلف شبیه سازی مونت کارلو، مثل GEANT4.EGS و MCNP برای کاربردهای متنوع توسعه پیدا کرده اند. یکی از این برنامه ها، MCNPX (2.6.0) می باشد این برنامه اجازه می دهد که فوتون/ الکترون از درون ماده عبور کرده و به همراه شبیه سازی این مورد، تولید الکترون از فوتون و برعکس آن را نیز شبیه سازی کرد (۱۳). این واقعیت که تیوب های اشعه ایکس یکی از امن ترین منابع اشعه ایکس هستند باعث شده که استفاده فراوانی در صنعت و علم پزشکی داشته باشند (۱۴) یکی از کاربردهای پزشکی آن، استفاده از روش مونت کارلو برای ارزیابی لامپ اشعه ایکس استفاده شده در تصویر برداری های پزشکی و درمان، مخصوصا برای بدست آوردن اطلاعات دقیق راجع به طیف اشعه ایکس در مراحل مختلف است. به عنوان مثال زمانی که در آند، تیوب تولید شده و یا زمانی که از زنجیره تصویر برداری و یا بیمار عبور می کند و یا زمانی که گیرنده تصویر آن را دریافت می کند (۱۵) با توجه به اهمیت موضوع کاربرد تیوب های مینیاتوری اشعه ایکس در براکی تراپی الکترونیکی، لازم دیده شد که با استفاده از شبیه سازی به روش مونت کارلو فرمول بندی TG-43U1 برای تیوب های اشعه ایکس مینیاتوری مورد ارزیابی قرار گیرد.

ای ترین و سراسر ترین روش محاسبه طیف اشعه ایکس است، اما اگر مقایسه کنیم شبیه سازی مونت کارلو، تعاملات واقع گرایانه را ادغام می کند و در نتیجه می تواند اهداف با شکل های هندسی پیچیده را تخمین بزند، پس بهترین روش برای بررسی طیف اشعه ایکس ناشی از الکترون است (۹). با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو می توان همه ی انواع ترابرد جزیی تشعشعات را کاملا پیش بینی کرد و اتفاقات، فعل و انفعالات را ثبت کرد. ویژگی مهم دیگر روش مونت کارلو این است که در این شبیه سازی، اجزا اصلی از اجزا فرعی جدا شده و همه جوانب فوتونها و الکترونها در نظر گرفته می شود (۱۰). در عمل این شبیه سازی براساس نمونه برداری تصادفی بر هم کنش های الکترونی بین لایه های مختلف متناسب با تولید و ترابرد فوتون های اشعه ایکس به سمت هدف انجام می شود. شبیه سازی مونت کارلو، مسیری را فراهم می کند تا بتوان اطلاعات کاملی با جزئیات از طیف اشعه ایکس در محل تیوب اشعه ایکس تا گیرنده ی تصویر بدست آورد. هم چنین می توان تاثیر عوامل مختلفی بر طیف تولید شده را بصورت جداگانه تحلیل کرد (۱۱). این ویژگی ها و مزایا، روش مونت کارلو را به عنوان روشی استاندارد جهت ارزیابی هایی در رابطه با تیوب اشعه ایکس تبدیل کرده

جدول ۱: مقایسه براکی تراپی در گذشته به روش سنتی و در حال حاضر با دستور TG-43U1

کمیت های روش سنتی برای محاسبه آهنگ دوز	کمیت های دستور کار TG-43U1 برای محاسبه آهنگ دوز
A_{app}	S_k
$(\Gamma\delta)_x$	Λ
$\frac{1}{r^2}$	$G(r, \theta)$
$T(r)$	$g(r)$
Φ_{an}	$F(r, \theta)$

روش بررسی

ضرب آهنگ کرمای هوا $\dot{K}(d)$ ، در مربع فاصله از مرکز فعال چشمه (d) با معادله (5) محاسبه می شود.

$$S_k = K(d)d^2 \quad (5)$$

برای محاسبه قدرت کرمای هوا سه روش بکار رفت و در پایان قدرت کرمای متوسط محاسبه شد که این شیوه سبب گردید که قدرت کرمای میانگین بدست آمده به مقدار واقعی نزدیک تر باشد.

روش اول: از ده دتکتور کروی با دانسیته هوا و هم مرکز، که مرکز تمام کره ها بر مرکز فعال چشمه های مینیاتوری منطبق می باشد، مطابق شکل (2) استفاده گردید. شعاع اولین کره از 10cm شروع و شعاع آخرین کره به 100cm رسید و مجموعه این دتکتور ها و چشمه مینیاتوری در یک فانتوم کروی به شعاع 120cm از خلاء قرار داشتند. زمان اجرای هر برنامه 45 دقیقه طول کشید و میانگین خطا در انرژی 0.6% می باشد.

روش دوم: در این روش از ده دتکتور کروی با دانسیته هوا روی محور چشمه های مینیاتوری (چشمه روی محور y منطبق می باشد) استفاده شد. مرکز کره اول (R=0.8mm) در فاصله 10cm و مرکز آخرین دتکتور کروی (R=4.4mm) در فاصله 100cm از مرکز فعال چشمه قرار داشتند. این مجموعه در فانتوم کروی خلا به شعاع 220cm قرار داشتند. مدت اجرای هر برنامه 1470 دقیقه طول کشید. مقدار میانگین خطا برای هر سه انرژی برابر 3.5% و 3% به ترتیب برای چشمه های hemispherical و hemispherical-conical بدست آمد.

روش سوم: در این روش چشمه های مینیاتوری منطبق بر محور y ها بودند و از کره ای به شعاع 4cm با دانسیته هوا که مرکز آن در فاصله 100cm روی محور عمودی چشمه (محور Z ها) قرار داشت، برای محاسبه آهنگ کرمای هوا $\dot{K}(d)$ استفاده شد. زمان Run برنامه ها به ازای انرژی بکار رفته و برای هر چشمه مینیاتوری 2266 دقیقه می باشد و میانگین خطا در تمام برنامه ها 4.5% برآورد شد.

الف) بررسی دستورالعمل TG-43U1 در چشمه های مینیاتوری اشعه ایکس

با توجه به نتایج و ارزیابی تیوب های اشعه ایکس مینیاتوری hemispherical- hemispherical conical مورد استفاده در منابع (16) و (17)، و تشابه ساختاری که بین این تیوب ها با تیوب های اشعه ایکس مینیاتوری حال حاضر سیستم های Axxent و

Intrabeam وجود دارد پارامترهای تشکیل دهنده

فرمول بندی TG-43U1 براساس شرایط AAPM

برای دو چشمه مینیاتوری فوق مورد ارزیابی قرار گرفت.

مطابق رفرنس (5) Rivard و همکارانش، طول موثر آند

چشمه Xoft برابر $L_{eff} = 0.1 \text{ cm}$ گزارش شد و به

ازای این طول فعال کوچک، اختلاف استفاده از تقریب

منبع خطی یا نقطه ای بیش از 1% نیست بنابراین آنها

طول موثر را ($L_{eff} = 0$) صفر در نظر گرفتند و تقریب

منبع نقطه ای برای تابع هندسی بکار گرفته شد. با این

توضیح، بررسی AAPM TG-43U1 در چشمه های

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \left(\frac{r_0}{r}\right)^2$$

مینیاتوری مطابق فرمولاسیون $g_p(r)F(r, \theta)$ و چشمه مینیاتوری

شرکت Carl Zeiss براساس ابعاد و قطر آند آن تقریباً

بصورت نقطه ای ارزیابی گردید. برای محاسبه پارامترهای

فرمول بندی 4 از دو چشمه hemispherical-conical و

hemispherical مینیاتوری شبیه سازی شده مطابق

شکل (1) استفاده شد. قطع انرژی (cut-off) مورد

استفاده طبق منابع موجود برای فوتون ها و الکترون

5Kev و 1Kev به ترتیب بکار رفت. محاسبه پارامتر

های فرمول بندی (4) با سه انرژی 45.40 و 50Kev

برای دو چشمه مینیاتوری ذکر شده طبق مراحل زیر به

اجرا در آمد.

ب) محاسبه قدرت کرمای هوا (S_k)

براساس پروتکل AAPM TG-43U1 و طبق

معادله (4)، قدرت کرمای هوا (S_k) برای چشمه های

نقطه ای مورد استفاده در براکی تراپی بصورت حاصل

(ب) محاسبه ثابت آهنگ دوز (Λ)

ثابت آهنگ دوز اثرات هندسه چشمه، توزیع فضایی تابش در داخل خود چشمه، پراکندگی در آب اطراف منبع را در نظر میگیرد (۱۸) و وابسته به مدل چشمه و تحت طراحی چشمه قرار میگیرد (۱) با محاسبه آهنگ دوز به مختصات قطبی ($r=1\text{cm}$, $\theta=90$) و قدرت گرمای بدست آمده از قسمت ب ثابت آهنگ دوز از معادله (۶)، $\Lambda = \frac{\dot{D}(r=1\text{cm}, \theta=90)}{s_k}$ بدست آمد.

(ج) محاسبه تابع دوز شعاعی $g(r)$

تابع دوز شعاعی اثر تضعیف در بافت را برای فوتون های حاصل از یک منبع براکی تراپی بیان می کند و افت دوز را در امتداد محور عرضی چشمه به دلیل پراکندگی و تضعیف فوتون توجیه می کند (۱۹، ۲۰). از آنجایی که چشمه های مینیاتوری اشعه ایکس به عنوان چشمه ی نقطه ای در نظر گرفته شد، تابع هندسی $G_p(r, \theta) = \left(\frac{r_0}{r}\right)^2$ برای این چشمه ها بکار رفت و از طرفی به ازای $r_0 = 1\text{cm}$ تابع دوز شعاعی با معادلات (۷ و ۸) به شکل زیر در آمد.

$$g_p(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_p(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_p(r, \theta_0)} \quad (7)$$

$$g_p(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta=90) r^2}{\dot{D}(1\text{cm}, \theta=90)} \quad (8)$$

برای بدست آوردن $g_p(r)$ باید آهنگ دوز روی محور عمودی چشمه محاسبه می شد. از بیست دکتور کروی گروهی بصورت شعاع متغیر روی محور عمودی چشمه مینیاتوری بهره بردیم. این دکتورها با این شعاع ها (چهار دکتور اول دارای شعاع 0.4mm، چهارتای دیگری شعاع 0.8mm، چهارتای دیگر دارای شعاع 1.6mm، چهارتای دیگر دارای شعاع 2.2mm و چهارتا دکتور آخر دارای شعاع 2.4mm) مورد استفاده قرار گرفت. برای تمام این دکتور ها دانسیته آب 0.998 gr/cm^3 در نظر گرفته شد. این مجموعه از دکتورها در فانتوم کروی آب به شعاع 20cm جای داده شدند.

(د) محاسبه تابع آنیزوتروپی $F(r, \theta)$

یکی از پارامتر های مهم دوزیمتری برای چشمه های مینیاتوری تابع آنیزوتروپی دوز است بطوریکه ناهمسانگردی توزیع دوز در اطراف منبع، از جمله اثرات جذب و پراکندگی را در محیط توضیح می دهد (۲۱). با توجه به هندسه چشمه های مینیاتوری آگاهی از توزیع دوز در زوایا و شعاع های مختلف نسبت به مرکز فعال چشمه برای تخمین دقیق دوز حائز اهمیت می باشد. برای محاسبه تابع آنیزوتروپی، مرکز فعال چشمه مینیاتوری را در مرکز یک فانتوم کروی به شعاع 20cm حاوی آب قرار داده و در اطراف چشمه در زوایا و فواصل مختلف با استفاده از دکتور های کروی که مرکز آنها در (r, θ) قرار داشت با استفاده از تالی F6 و رابطه (۹) تابع آنیزوتروپی دوز در یک نقطه خاص (r, θ) محاسبه شد.

برای چینش سلول ها در زوایا و شعاع های مختلف، ابتدا یکی از سلول ها تعریف گردید و برای مابقی سلول ها دستور Like but بکار رفت. در قسمت کارت دادها دستور trcl برای انتقال یک سلول تعریف گردید بطوریکه پس از نوشتن trcl یک عدد به آن اختصاص یافت و برای تعریف trcl، ۱۲ عدد جلوی آن قرار گرفت.

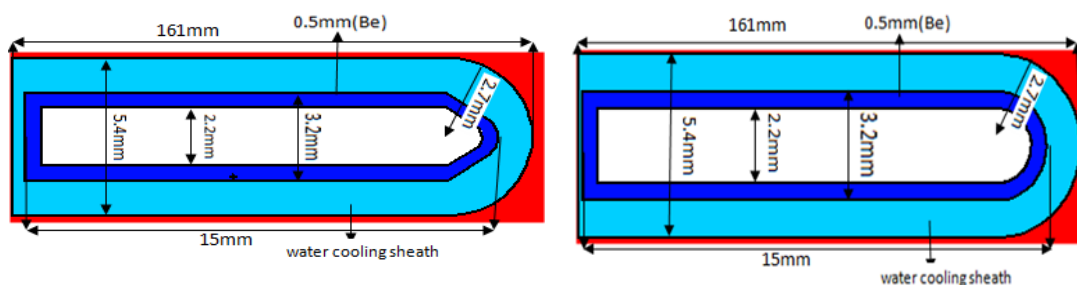
سه عدد اول موقعیت مکانی سلول منتقل شده را نشان می دهند که در اینجا چون سلول ها روی یک دایره منتقل می شوند هر سه عدد صفر در نظر گرفته شد. سه عدد بعدی زاویه بین محورهای اولیه و محور X پریم است. وقتی سلول اولیه بر روی محور Y تعریف شده باشد و به سمت محور Z با زاویه ۱۰ درجه تغییر کند زاویه بین X پریم و X صفر است و زاویه بین X پریم و محور Y و Z همان ۹۰ درجه می باشد.

سه عدد بعدی زاویه بین محور های اولیه و محور Y پریم است وقتی که سلول اولیه به اندازه ۱۰ درجه به سمت محور Z تغییر کند این زوایا برابر است با: Y پریم نسبت به X مساوی ۹۰ درجه، Y پریم نسبت به Y مساوی ۱۰ درجه، و Y پریم نسبت Z مساوی ۸۰ درجه می شود. سه عدد بعدی زاویه بین محور های اولیه و محور Z پریم است.

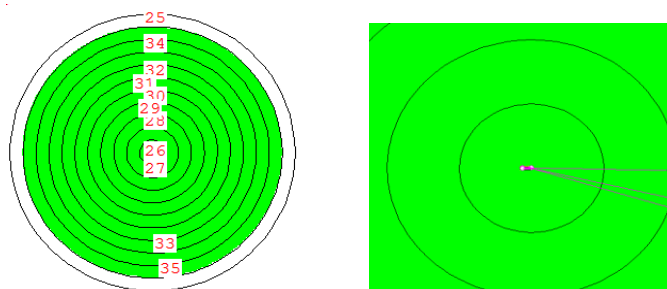
در محاسبه تابع آنیزوتراپی تعداد 390 نقطه برای چشمه مینیاتوری hemispherical-conical در فاصله های 0.5، 1.0، 1.5، 2.0، 3.0، 4.0، 5.0، 6.0، 7.0، 10cm با تعداد 390 مقدار بدست آمده از نتایج ریوارد (۵) بصورت نقطه به نقطه مورد بررسی قرار گرفتند.

بر اساس این توضیحات در فاصله های شعاعی 0.5 تا 10cm (گام 0.5cm) از مرکز فعال چشمه و در زوایای صفر تا ۱۲۰ درجه، تعداد ۲۶۰ دکتور کروی بکار رفت و سپس با استفاده از معادله (۹) تابع آنیزوتروپی محاسبه گردید.

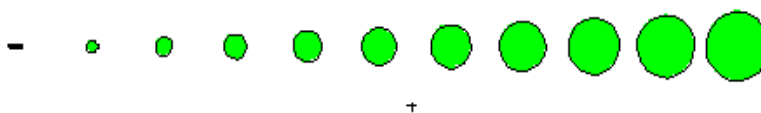
$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_p(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_p(r, \theta)} \quad (9)$$



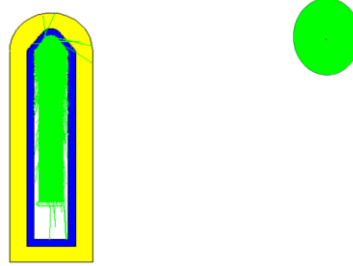
شکل ۱: تیوب های مینیاتوری اشعه ایکس مورد استفاده جهت بررسی TG-43U1



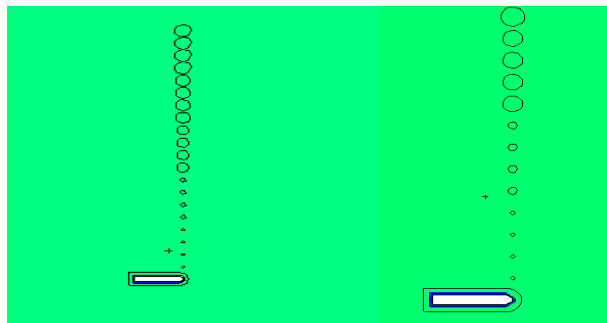
شکل ۲: نمایی از سلول های بکار رفته برای محاسبه قدرت گرمای هوا (سمت چپ) و نمایش مسیر الکترون ها در دکتورها (سمت راست)



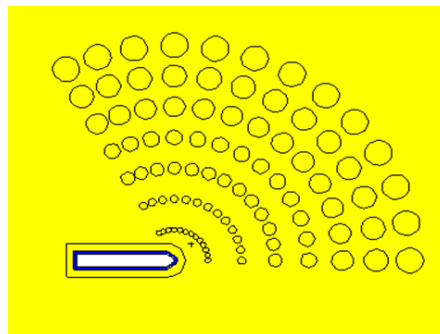
شکل ۳: نمایی از سلول های بکار رفته برای محاسبه قدرت گرمای هوا



شکل ۴: نمایشی از سلول کروی بکار رفته برای محاسبه قدرت گرمای هوا



شکل ۵: نمایش سلول های کروی برای محاسبه تابع دوز شعاعی حاصل از دو چشمه کروی



شکل ۶: نمایش سلول های کروی برای محاسبه تابع آنیزوتروپی در زوایا وفاصله های شعاعی مختلف

یافته ها

براساس مقادیر عددی قدرت گرمای هوا در جدول ۲ و دوز محاسبه شده در نقطه مرجع، جدول ۳ نتایج ثابت آهنگ دوز را نشان می دهد.
پ-تابع دوز شعاعی
با استفاده از tg-43U1 پارامترهای های تشکیل دهنده معادلات (۲-۵) در قسمت روش کار مورد بررسی قرار گرفتند. یکی از این پارامترها تابع دوز شعاعی می باشد

الف- قدرت گرمای هوا
جدول ۲ نتایج حاصل از سه روش مختلف محاسبه قدرت گرمای هوا را نشان می دهد که هر مقدار بصورت میانگین برای چشمه های hemispherical-conical, hemispherical به ازای انرژی های 45,40 و 50keV بدست آمدند.
ب- ثابت آهنگ دوز

conical از فاصله 0.5 تا 10cm (گام 0.5cm) و زوایای قطبی 0 تا 120 درجه (گام 10درجه) به ازای انرژی های 45.40 و 50 keV در قسمت یافته ها طی شکل های (۹)، (۱۰)، (۱۱)، (۱۲)، (۱۳)، (۱۴)، (۱۵)، (۱۶)، (۱۷)، (۱۸)، (۱۹) آورده شد.

که نتایج آن برای تیوب اشعه ایکس مینیاتوری hemispherical و hemispherical-conical به ازای سه انرژی 40، 45 و 50keV در شکل های (۷) و (۸) و جداول (۴) و (۵) آورده شد.

ج- تابع آنیزوتروپی

نتایج تابع آنیزوتروپی برای دو تیوب اشعه ایکس

hemispherical و hemispherical-مینیاتوری

جدول ۲: مقادیر قدرت گرمای هوا (Sk)

E (Kev)	hemispherical	hemispherical-conical
40	1084 CGycm ² /min	1123.3 CGycm ² /min
45	1324.8 CGycm ² /min	1315.2 CGycm ² /min
50	1411.2 CGycm ² /min	1555.3 CGycm ² /min

جدول ۳: مقادیر ثابت آهنگ دوز (A)

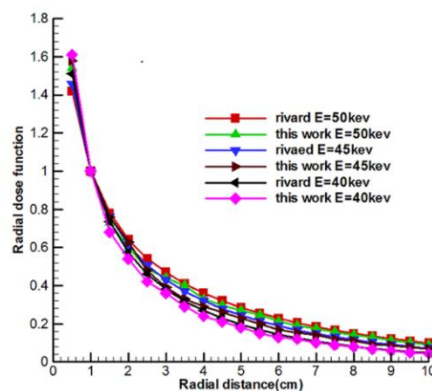
E(Kev)	hemispherical	hemispherical-conical
40	0.362 CGycm ² /min/u	0.432 CGycm ² /min/u
45	0.393 CGycm ² /min/u	0.461 CGycm ² /min/u
50	0.424 CGycm ² /min/u	0.493 CGycm ² /min/u

جدول ۴: مقایسه تابع دوز شعاعی چشمه hemispherical-conical با داده های ریوارد

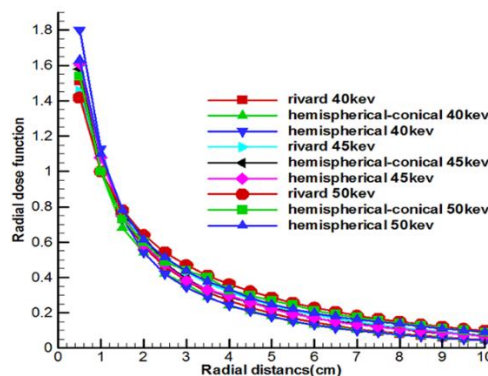
فاصله از مرکز فعال چشمه (cm)	E(Kev)=40			E(Kev)=45			E(Kev)=50		
	This work	Rivard	مقدار خطا بر حسب درصد	This work	Rivard	مقدار خطا بر حسب درصد	This work	Rivard	مقدار خطا بر حسب درصد
0.5	1.61	1.51	6	1.58	1.455	8	1.54	1.418	8
1	1	1	0	1	1	0	1	1	0
1.5	0.68	0.736	-7	0.76	0.761	-0.1	0.73	0.780	-6
2	0.54	0.573	-5	0.63	0.612	3	0.6	0.641	-6
2.5	0.42	0.462	-9	0.48	0.507	-5	0.49	0.542	-9
3	0.36	0.381	-5%	0.39	0.43	-9	0.44	0.47	-6
3.5	0.29	0.318	-9	0.33	0.369	-10	0.4	0.411	-3
4	0.24	0.269	-10	0.29	0.32	-9	0.329	0.362	-9
4.5	0.21	0.229	-8	0.26	0.278	-6	0.297	0.322	-8
5	0.18	0.196	-8	0.23	0.244	-6	0.269	0.286	-6
5.5	0.15	0.168	-10	0.20	0.214	-6	0.247	0.256	-3
6	0.13	0.145	-10	0.17	0.189	-10	0.213	0.229	-7
6.5	0.12	0.126	-4	0.154	0.167	-8	0.191	0.206	-7
7	0.102	0.109	-6	0.14	0.148	-5	0.176	0.185	-5
7.5	0.089	0.0943	-6	0.12	0.131	-8	0.157	0.166	-5
8	0.08	0.0818	-0.2	0.11	0.116	-5	0.141	0.150	-6
8.5	0.067	0.0712	-6%	0.092	0.103	-10	0.129	0.135	-4
9	0.059	0.0620	-5	0.088	0.0917	-4%	0.113	0.122	-7
9.5	0.051	0.0542	-6	0.079	0.0812	-2	0.101	0.110	-8
10	0.044	0.0472	-7	0.069	0.0723	-4	0.089	0.0989	-10

جدول ۵: تابع دوز شعاعی چشمه مینیاتوری hemispherical

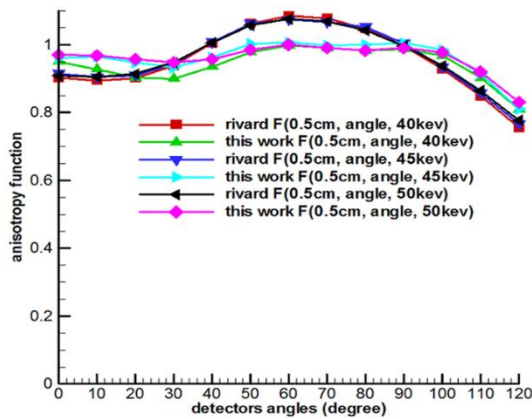
فاصله از مرکز فعال چشمه (cm)	E(Kev)=40	E(Kev)=45	E(Kev)=50
0.5	1.8	1.61	1.63
1	1	1	1
1.5	0.71	0.7	0.77
2	0.52	0.589	0.578
2.5	0.41	0.47	0.526
3	0.34	0.37	0.426
3.5	0.284	0.32	0.368
4	0.24	0.31	0.345
4.5	0.209	0.25	0.272
5	0.175	0.223	0.251
5.5	0.148	0.193	0.217
6	0.133	0.172	0.198
6.5	0.111	0.147	0.178
7	0.099	0.134	0.16
7.5	0.086	0.122	0.15
8	0.078	0.108	0.14
8.5	0.064	0.098	0.12
9	0.057	0.087	0.11
9.5	0.049	0.079	0.099
10	0.042	0.067	0.090



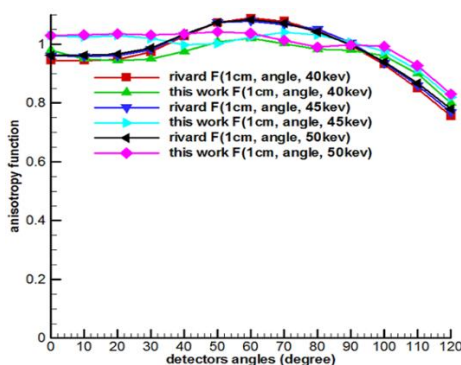
شکل ۷: مقایسه تابع دوز شعاعی بین نتایج ریوارد و چشمه hemispherical-conical



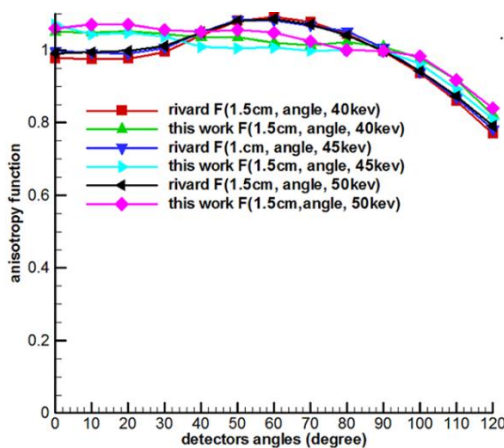
شکل ۸: مقایسه تابع دوز شعاعی بین نتایج ریوارد، چشمه hemispherical و hemispherical-conical



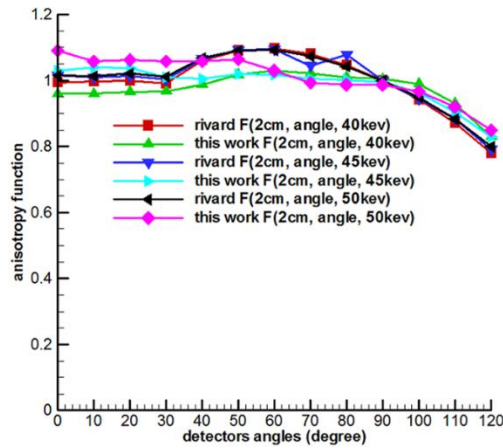
شکل ۹: مقایسه نتایج تابع آنیزوتروپی بین ریوارد و چشمه hemispherical-conical



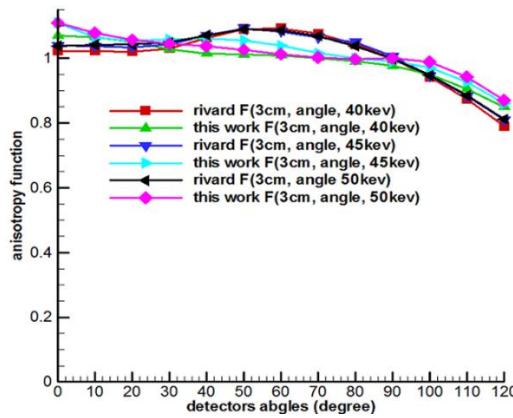
شکل ۱۰: مقایسه نتایج تابع آنیزوتروپی بین ریوارد و چشمه hemispherical-conical



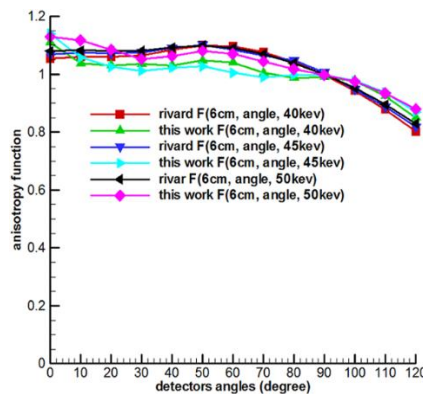
شکل ۱۱: مقایسه نتایج تابع آنیزوتروپی بین ریوارد و چشمه hemispherical-conical



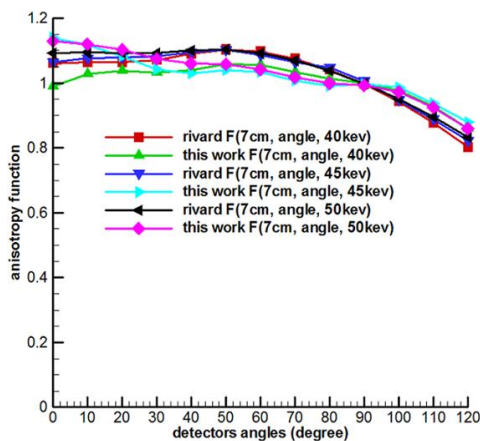
شکل ۱۲: مقایسه تابع آنیزوتروپی بین نتایج ریوارد و چشمه hemispherical-conical



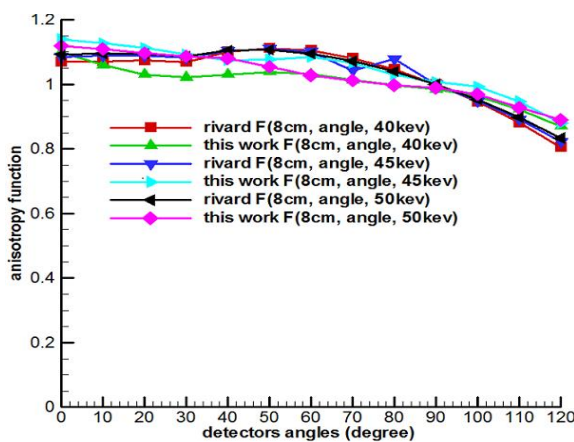
شکل ۱۳: مقایسه نتایج تابع آنیزوتروپی بین ریوارد و چشمه hemispherical-conical



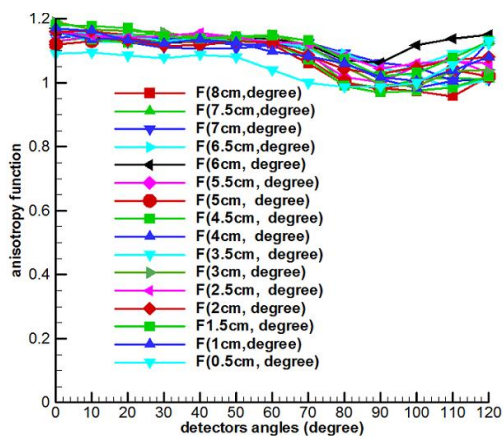
شکل ۱۴: مقایسه نتایج تابع آنیزوتروپی بین ریوارد و چشمه hemispherical-conical



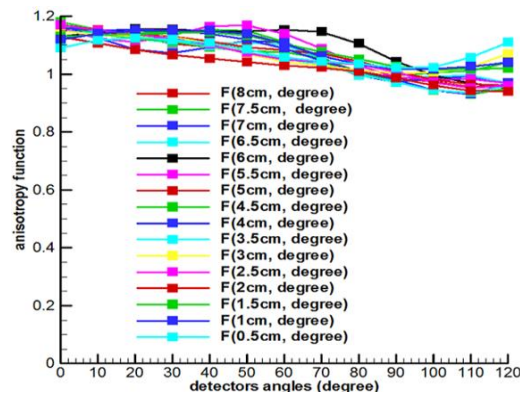
شکل ۱۵: مقایسه نتایج تابع آنیزوتروپی بین ریوارد و چشمه hemispherical-conical



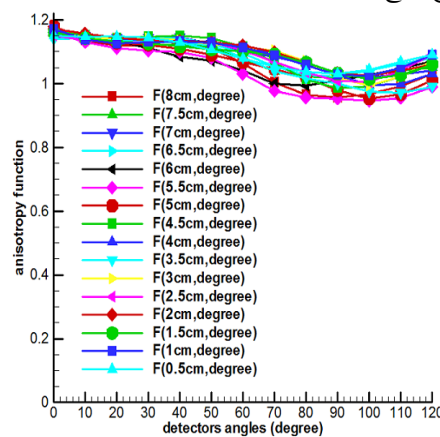
شکل ۱۶: مقایسه نتایج تابع آنیزوتروپی بین ریوارد و چشمه hemispherical-conical



شکل ۱۷: نتایج تابع آنیزوتروپی چشمه hemispherical با انرژی 40keV



شکل ۱۸: نتایج تابع آنیزوتروپی چشمه hemispherical با انرژی 45keV



شکل ۱۹: نتایج تابع آنیزوتروپی چشمه hemispherical با انرژی 50keV

بحث

الف) قدرت کرمای هوا

محاسبه قدرت کرمای هوا در دو چشمه مینیاتوری hemispherical و hemispherical-conical راه مطابق جدول (۲) می باشد با استفاده از رابطه ساده ریاضی اختلاف عددی قدرت کرمای هوا برای هر دو تیوب مینیاتوری اشعه ایکس در هر سه انرژی کمتر از ۱۰٪ می باشد.

ب) ثابت آهنگ دوز

جدول (۳) ثابت آهنگ دوز این دو تیوب اشعه ایکس مینیاتوری محاسبه شده براساس قدرت کرمای هوا را نشان می دهد و مقادیر بدست آمده با توجه به زیاد شدن انرژی در هر دو تیوب رو به افزایش می یابد.

پ) تابع دوز شعاعی

داده های بدست آمده از تیوب اشعه ایکس مینیاتوری hemispherical-conical در 60 نقطه (برای هر انرژی 20 نقطه) با داده های بدست آمده توسط ریوارد (۵) در همان 60 نقطه در فاصله 0.5 تا 10cm به ازای سه انرژی 45، 40 و 50keV مورد مقایسه قرار گرفت. کمترین و بیشترین خطا به ترتیب 0.1% و 10% برآورد شد از طرفی میانگین خطا 5.7%، 5.9% و 6% برای انرژی های 45، 40 و 50keV به ترتیب محاسبه شد. علت این اختلاف ها را می توان تفاوت در ضخامت بهینه چشمه مینیاتوری سیستم xoft با hemispherical-conical متفاوت بودن ماده پنجره خروجی (کاربرد بریلیم در این

hemispherical-conical، متفاوت بودن ماده پنجره خروجی (کاربرد بریلیم در این کار و نقره و ایتیریم در تیوب اشعه ایکس شرکت xoft) و استفاده کد MCNPX(2.6.0) به جای MCNP5 (مطمئنا در کتابخانه ها با هم تفاوت دارند) دانست. برای چشمه مینیاتوری hemispherical داده های تابع آنیزوتروپی مانند دیگر چشمه مینیاتوری محاسبه شدند اما مرجعی در اختیار وجود نداشت که مقایسه ای انجام شود و این مقادیر فقط بصورت نمودار در شکل های (۱۷)، (۱۸) و (۱۹) ارائه شدند. اما نمودار به خوبی نشان می دهند که با تقریب خاصی به نمودار های ریوارد خیلی نزدیک می باشند و اگر چشمه در رده چشمه های نقطه ای در نظر گرفته شود (تابع آنیزوتروپی چشمه های نقطه ای باید نزدیک 1 باشد) میانگین انحراف مقادیر نسبت به عدد 1 به ازای انرژیهای 40، 45 و 50keV به ترتیب برابر 9%، 6% و 7% محاسبه شدند.

کار و نقره و ایتیریم در تیوب اشعه ایکس شرکت xoft) و استفاده کد MCNPX(2.6.0) به جای MCNP5 (مطمئنا در کتابخانه ها با هم تفاوت دارند) دانست.

با توجه به اینکه برای چشمه مینیاتوری hemispherical مرجعی در اختیار نیست که داده های تابع دوز شعاعی با آن مقایسه شود لذا مقادیر محاسبه شده برای چشمه hemispherical با نتایج ریوارد و داده های بدست آمده برای چشمه hemispherical-conical مورد ارزیابی قرار گرفت زیرا چشمه مورد نظر به صورت چشمه نقطه ای در نظر گرفته شد. میزان خطای بدست آمده بین دادهای ریوارد و نتایج این چشمه 9%، 7.5% و 9% برای انرژی های 40، 45 و 50keV به ترتیب بدست آمد.

ج) تابع آنیزوتروپی

جدول (۶) مقدار خطای محاسبه شده را برای تابع آنیزوتروپی را نشان می دهد علت این اختلاف ها را می توان تفاوت در ضخامت بهینه چشمه مینیاتوری xoft با

جدول ۶: مقادیر خطای محاسبه شده هنگام ارزیابی تابع آنیزوتروپی

E(Kev)=40		E(Kev)=45		E(Kev)=50	
فاصله برحسب cm	مقدار خطا برحسب درصد	فاصله برحسب cm	مقدار خطا برحسب درصد	فاصله برحسب cm	مقدار خطا برحسب درصد
F (0.5, 0)	5.2	F (0.5, 0)	5.1	F (0.5, 0)	6
F (1, 0)	4.3	F (1, 0)	5.3	F (1, 0)	5
F (1.5, 0)	5.4	F (1.5, 0)	4.9	F (1.5, 0)	5.3
F (2, 0)	5.6	F (2, 0)	4.2	F (2, 0)	5.1
F (3, 0)	5.1	F (3, 0)	4.1	F (3, 0)	5
F (4, 0)	5.6	F (4, 0)	5	F (4, 0)	4
F (5, 0)	4.2	F (5, 0)	6	F (5, 0)	3
F (6, 0)	5	F (6, 0)	5.4	F (6, 0)	3
F (7, 0)	5.3	F (7, 0)	5.2	F (7, 0)	3.2
F (10, 0)	4.9	F (10, 0)	4.2	F (10, 0)	3.3

نتیجه گیری

اختلاف مقادیر جزیی به خاطر نوع ماده پنجره خروجی و نرم افزار بکار رفته می باشد.

قدردانی

از گروه فیزیک پزشکی دانشکده پزشکی دانشگاه جندی شاپور اهواز بابت فراهم کردن طرح تحقیقاتی مصوب شماره U-94148 تقدیر و تشکر می نمایم.

نتایج داده های بدست آمده از بررسی پروتکل TG-43U1 در دو چشمه شبیه سازی شده hemispherical و hemispherical-conical با استفاده از کد MCNPX(2.6.0) نشان می دهد که به داده های تیوب های اشعه ایکس مینیاتوری بکار گرفته شده در دو سیستم Intrabeam و Axxent نزدیکی خیلی خوبی دارند و

منابع

- 1-Reynoso FJ. Design of an ytterbium-169 brachytherapy source for gold nanoparticle-aided radiation therapy: Georgia Institute of Technology; 2014.
- 2-Raisali G, Mokhles G, Khodadadi R, Piroozfar B. Determination of dosimetry parameters for low energy brachytherapy sources based on TG-43U1 protocol using different MCNP tallies. *Journal of Nuclear Science and Technology*. 2006;29:36.
- 3-Thomadsen B BP, DeWerd L, II C, Chiu-Tsao S, Gossman M, et al. Model Regulations for Electronic Brachytherapy. *American Association of Physicists in Medicine, One Physics Ellipse*. 2009.
- 4-Safigholi H, Faghihi R, Jashni SK, Meigooni AS. Characteristics of miniature electronic brachytherapy x-ray sources based on TG-43U1 formalism using Monte Carlo simulation techniques. *Medical physics*. 2012;39(4):1971-9.
- 5-Rivard MJ, Davis SD, DeWerd LA, Rusch TW, Axelrod S. Calculated and measured brachytherapy dosimetry parameters in water for the Xofig Axxent X-Ray Source: An electronic brachytherapy source a. *Medical physics*. 2006;33(11):4020-32.
- 6-Zoubair M, El Bardouni T, Allaoui O, Boulaich Y, El Bakkari B, El Younoussi C, et al. Computing efficiency improvement in Monte Carlo simulation of a 12 MV Photon beam medical LINAC. 2013.
- 7-Ntlamele S. Dosimetry of the Teflon encased strontium eye applicator: University of Limpopo (Medunsa Campus); 2010.
- 8-Tirao G, Quintana C, Malano F, Valente M. X-ray spectra by means of Monte Carlo simulations for imaging applications. *X-Ray Spectrometry*. 2010;39(6):376-83.
- 9-Llovet X, Sorbier L, Campos C, Acosta E, Salvat F. Monte Carlo simulation of x-ray spectra generated by kilo-electron-volt electrons. *Journal of applied physics*. 2003;93(7):3844-51.
- 10-Ihsan A, Heo SH, Cho SO. Optimization of X-ray target parameters for a high-brightness microfocus X-ray tube. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*. 2007;264(2):371-7.
- 11-Mehranian A, Ay M, Alam NR, Zaidi H, editors. Quantitative assessment of the effect of anode surface roughness on diagnostic X-ray spectra: A Monte Carlo simulation study. 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC); 2009: IEEE.
- 12-Poludniowski G, Landry G, DeBlois F, Evans P, Verhaegen F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. *Physics in Medicine & Biology*. 2009;54(19):N433.
- 13-Grant EJ, Posada CM, Castaño CH, Lee HK, editors. Electron field emission Particle-In-Cell (PIC) coupled with MCNPX simulation of a CNT-based flat-panel x-ray source. *Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging*; 2011: International Society for Optics and Photonics.
- 14-Sofiienko A, Jarvis C, Voll Å. Electron range evaluation and X-ray conversion optimization in tungsten transmission-type targets with the aid of wide electron beam Monte Carlo simulations.
- 15-Mercier J, Kopp D, McDavid W, Dove S, Lancaster JL, Tucker D. Modification and benchmarking of MCNP for low-energy tungsten spectra. *Medical physics*. 2000;27(12):2680-7.
- 16-Barati B, Zabihzadeh M, Birgani MT, Chegini N, Fatahiasi J, Mirr I. Evaluation of the Effect of Source Geometry on the Output of Miniature X-ray Tube for Electronic Brachytherapy through Simulation. *Journal of biomedical physics & engineering*. 2018;8(1):29.
- 17-Barati B, Zabihzadeh M, Birgani MJT, Chegini N, Ghahfarokhi MH, Fatahiasi J. Assessment of two hemispherical and hemispherical-conical miniature sources used in electronic brachytherapy using Monte Carlo Simulation. *Electronic physician*. 2017;9(2):3845.

- 18-Sadeghi M, Saidi P, Tenreiro C .Dosimetric characteristics of the brachytherapy sources based on Monte Carlo method. Applications of Monte Carlo Methods in Biology, Medicine and Other Fields of Science InTech. 2011:p155-76.
- 19-Herrera R. MCNP5 Monte Carlo based dosimetry for the nucletron iridium-192 high dose-rate brachytherapy source with tissue heterogeneity corrections: Florida Atlantic University; 2012.
- 20-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. Medical physics. 1995;22(2):209-34.
- 21-Poon ES. Patient-specific dose calculation methods for high-dose-rate iridium-192 brachytherapy: McGill University; 2009.

Evaluation of TG-43U1 in Miniature X-ray Tubes Used in Electronic Brachytherapy by Monte Carlo Simulation

Barat Barati^{1*}, Masoumeh Kaydani², Mohammad Javad Tahmasbi Birgani³, Nahid Chegini⁴,
Mansour Zabihzadeh⁵, Fariba Farhadi Birgani¹, Reza Omid⁶

1-Assistant Professor of Radiology Technology.

2-Instructor Occupational Health.

3-Professor of Medical Physics.

4-Associate Professor of Medical Physics.

5-Associate Professor of Medical Physics.

6-Masters Student of Medical Physics.

1-Department of Radiology technology, Shoushtar School of Medical Sciences, Shoushtar, Iran.

2-Department of Instructor Occupational Health, Shoushtar School of Medical Sciences, Shoushtar, Iran.

3,4,5-Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University, Ahvaz, Iran.

6-Department of Medical Physics, Sadoughi University of Medical Physics, Yazd, Iran.

*Corresponding author:

Barat Barati; Department of Radiology technology, Shushtar School of Medical Sciences, Shushtar, Iran.

Tel: +989163014685

Email: hojjatbarati1391@gmail.com

Abstract

Background and Objective: The first formulation of AAPMTG-43 was presented for the sources with apparent activities in 1995. In 2004, the converted formulation was used to calculate the dose of Nucleoid brachytherapy sources. Subsequently, the formulation for miniature x-ray tubes called TG-43U1 protocol was exploited along with two requirements: normalizing the air-kerma strength and the active length of miniature x-ray tubes limiting to zero. On the basis of the geological structure of miniature x-ray tubes and the capabilities of the Monte Carlo code, it has been required that TG-43U1 protocol for miniature x-ray tubes is evaluated using this code. 50

Materials and Methods: The quantities S_k , Λ , $g(r)$ and $F(r, \theta)$ kilo electron volts are evaluated 50 dna, 45,50 for energies conical tubes and-simulation of hemispherical and hemispherical . edoc (2,6,0)MCNPX .

Results: After running the Monte Carlo code, the numerical values of air-kerma strength, dose rate constant, radial dose function and anisotropy dose function were presented in the form of tables and figures.

Conclusion: a nice agreement was reached among the results of hemispherical miniature x-ray tubes and the applicable tubes in AXXent system along with hemispherical-conical miniature x-ray tubes and the one used in intrabeam system with application of TG-43U1 protocol.

Keywords: Miniature X-ray tube, Electronic brachytherapy, TG-43U1, Monte Carlo code.

► Please cite this paper as:

Barati B, Kaydani M, Tahmasbi Birgani MJ, Chegini N, Zabihzadeh M, Farhadi Birgani F, Omid R. Evaluation of TG-43U1 in Miniature X-ray Tubes Used in Electronic Brachytherapy by Monte Carlo Simulation. *Jundishapur Sci Med J* 2020; 19(5):483-499

Received: May 30, 2020

Revised: Aug 25, 2020

Accepted: Aug 31, 2020