● مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل، سال هفتم، شمارهٔ ۲ (پی‌درپی ۲۶)، صفحه ۷ الی ۱۳، بهار ۱۳۸۴
دریافت:۸۲/۱۱/۲۵، پذیرش: ۸۳/۱۱/۲۵

دزیمتری، کنترل و پرتودهی نخاع گردنی موش صحرایی

دکتر سیدربیع مهدوی[۱*]، منصور ذبیح زاده[۲]، دکتر علیرضا شیرازی[۳]، دکتر حسین قرائتی[۳]

۱- عضو هیأت علمی گروه بیوفیزیک و بیوشیمی دانشگاه علوم پزشکی بابل ۲- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳- استادیار فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

سابقه و هدف: در رادیوبیولوژی مهمترین عامل فیزیکی تعیین دقیق دز جذبی است. هدف ازاین پروژه ایجاد چینش مناسب جهت پرتودهی نخاع گردنی موش صحرایی (رت) و دزیمتری آن می باشد.

مواد و روشها: در این مطالعه از پروتکل AAPM TG61 برای اندازه گیری دزجذبی پرتوایکس و بمنظور تضمین و اصلاح دزجذبی از فانتوم استفاده شد. اتاقک یونیزان در این اندازه گیری از نوع فارمر و ماشین مولد پرتو از نوع تیوپ اشعه X پرتودرمانی با اختلاف پتانسیل ۲۰۰ KVp ساخت شرکت زیمنس بود. اندازه گیری دزجذبی درنقطه خروج پرتو از تیوب اشعه X در هوا و در فانتوم درنقطه ای مشابه محل استقرار نخاع انجام شد. پس ازساخت و انتخاب مناسبترین مقیدساز از طریق سعی و خطا و تصحیح و تائید میدان پرتودهی با استفاده ازتصاویر سیمیلاتور وپورتال، پرتودهی نخاع صورت گرفت.

یافته‌ها: متوسط آهنگ دز جذبی در فانتوم رت پس از اعمال ضرائب تصحیح، ۱۴۶/۵۴ cGy/min است. مقدار دز در این نقطه ازطریق محاسبه معادل ۹۵/۱۴۵ cGy/min بدست آمد. مقایسه مقادیر دزجذبی از دو روش محاسبه (SD = ۰/۱۰۹) و اندازه گیری مستقیم در فانتوم (SD = ۰/۱۰۵) اختلاف اندک (۰/۵۰٪-) را نشان میدهد (p<۰/۰۰۱). مقدار دز جذبی بدست آمده در محدوده مجاز خطای تعیین شده توسط ICRU یعنی ۵/۳٪± قرار دارد.

نتیجه‌گیری: این نتیجه تشاندهنده آنستکه با استفاده از پروتکل AAPM TG۶۱ امکان دست یابی به خطاهای اندک درپرتودهی میدانهای کوچک وجود دارد. بکارگیری مناسب از فاکتورهای تصحیح و پروتکلهای جدید امکان پرتودهی را در سیستمهای بیولوژیک با حداکثر صحت و حداقل خطا فراهم می آورد.

واژه‌های کلیدی: *دزیمتری پرتو ایکس، رادیوبیولوژی، پرتودهی نخاع گردنی رت، فانتوم، مقیدساز.*

مقدمه

در رادیوبیولوژی مهمترین عامل برای ارزیابی اثر پرتو در یک محیط بیولوژیک (موجود زنده، محیط کشت...) مقداردز جذبی است. بعبارت دیگر توزیع دز جذبی در داخل حجم تحت تابش باید یکنواخت و نسبت دزجذبی ماکزیمم به مینیمم کمتر از ۱/۱۰ باشد و این در حالیستکه شاخص دقت برحسب تکرارپذیری در محدوده ۲٪ برای مطالعات رادیوبیولوژیک توصیه شده است(۲و۱). پرتو X با کیلو ولت ماکزیمم ۳۰۰-۴۰ همچنان در پرتودرمانی و رادیو بیولوژی مورد استفاده است و بر طبق بررسی انجام شده توسط انجمن فیزیستهای پزشکی آمریکا (AAPM) و گزارش TG۶۱ آن در سالهای اخیر علاقمندی به استفاده از پرتوهای X اورتوولتاژ و سطحی درآمریکای شمالی رو به افزایش است(۵-۳). تاکنون برای دزیمتری پرتو X درمانی چندین پروتکل ارائه گردیده است. در سال

[DOR: 20.1001.1.15614107.1384.7.2.1.0]

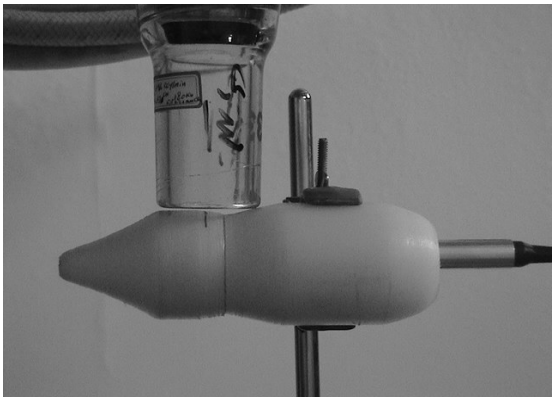
۱۹۷۳ کمیسیون بین المللی آمار و اندازه گیری پرتو[1] در گزارش۲۳ خود روش اندازه گیری در هوا را برای فوتونهای کم انرژی (۴۰–۱۵۰keV) و اندازه گیری در فانتوم را برای پرتو X با انرژی متوسط (۱۵۰–۳۰۰keV) توصیه کردهمچنین تا به امروز سازمانهای استاندارد بین المللی و ملی متفاوتی روشهای اندازه گیری تاحدی متفاوت را در فانتوم و در آب گزارش کرده اند.

یکی از لازمه های هماهنگی و تعریف طرحهای تحقیقاتی در رادیوبیولوژی استانداردسازی تکنیکهای اساسی تجربی است(۴و۳). استانداردسازی میتواند شامل چینش اجزاء آزمایش، شرایط دزیمتری و تعریف اثر نهایی پرتوباشد. لذا هدف از این پروژه ایجاد چینش (Set-up) مناسب جهت پرتودهی نخاع گردنی، دزیمتری در محل نخاع، تصحیح و اصلاح میدان پرتو می باشد.

مواد و روشها

به منظور بررسی مکانیزم ایجاد میلوپاتی تابشی[2] در ناحیه نخاع گردنی، تعداد ۱۵۰ سر موش صحرایی (Rat) تحت تابش پرتو X کیلوولتاژ با دزهای ۳۵–۲ Gy قرار گرفتند(۷و۶). به منظور دست یابی به دز موردنظر، پس از تعیین آهنگ پرتودهی ازماشین تولید پرتو در نقطه مشخص، مدت زمان لازم برای تابش پرتو برروی سیستم پرتودهی اعمال شد.

در این مقاله از پروتکل AAPM TG-۶۱[3] و مقادیردرصد دز عمقی ارائه شده در BJR; supplement: ۲۵ و همچنین پروتکل TR-۲۷۷ آژانس بین المللی انرژی اتمی[4] جهت انجام محاسبات دزیمتری پرتوX ۲۰۰ keV یا پرتو با لایه نیم جذب (HVL) معادل ۱،۵ میلیمتر مس (Cu) استفاده گردید(۱۰–۸). به منظور تضمین هر چه دقیق تر و اصلاح دزجذبی در محیط رادیوبیولوژیک از آنجا که امکان اندازه گیری مستقیم در نمونه مورد نظر نبود از فانتوم به منظور شبیه سازی ترکیب، هندسه و ابعاد فیزیکی استفاده شد (۱۳–۱۱). فانتوم ساخته شده در این پروژه از جنس پلی اتیلن (Polyethylen) با چگالی$0/94 gr/cm^3$ است که سعی شده براساس توصیه ICRU شکلی تا حدامکان مشابه رت داشته باشد و داخل آن در عمقی معادل عمق نخاع در نمونه واقعی محلی برای استقرار حجم حساس اتاقک یونیزان تعبیه گردید (شکل ۱). عمق مورد نظر پس از تهیه تصویر CT اسکن بدست آمد. همچنین ازمولد پرتوX ۲۰۰keV باHVL=1.5mmCu برای پرتودهی نخاع رت، اطاقک یونیزان و الکترومتر از نوع PTW – Uni Dose E برای دزیمتری پرتو ایکس کیلو ولتاژ استفاده شد(۸).



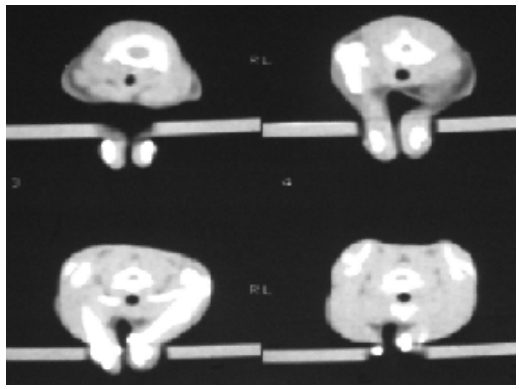
شکل ۱. فانتوم ساخته شده در حال دزیمتری در زیر تیوب نخاع اشعه ایکس را نشان می دهد

جهت پرتودهی نخاع گردنی رت، ابتدا نگهدارنده مخصوصی طراحی و ساخته شد. به این منظور ابتدا ورقه ای از جنس پرسپکس بطول ۲۰ سانتیمتر تهیه و با ایجاد خم مناسب در ناحیه ای که سروگردن حیوان قرار میگیرد ستون فقرات گردنی در موقعیت نسبتا موازی با خط افق قرار گرفت. با استفاده از تصاویر CT scan(شکل ۲)، عمق قدامی ـ خلفی نخاع تعیین و پس از ایجاد یک حاشیه مناسب، شیلد سربی به ضخامت ۴mm از طرفین بر روی نگهدارنده نصب شد بنحویکه حجم مدیاستن قدامی (بافت مقابل نخاع) پشت محافظ قرار گیرد. به منظور تکرارپذیر کردن عمق بافت مورد نظر از دو صفحه پرسپکس نازک مقابل هم (به فاصله سه سانتی متر از یکدیگر) برای ایجاد ضخامت ثابت استفاده شد و بخشی از بدن حیوان که در بر دارنده نخاع گردنی است در بین این دو صفحه قرار گرفت. به این ترتیب حجم تحت تابش همواره شکل هندسی منظمی داشته و خطای ناشی از نامنظمی سطح به حداقل رسید.

[1] ICRU: International Commission on Radiological Units and Measurements
[2] Radiation Myelopathy
[3] American Association & physician in medicine Radiation Therapy committee Task Group 61
[4] IAEA: Internatioal Atomic Energy Agency

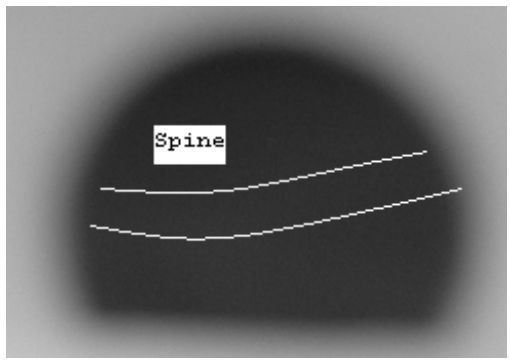
[DOR: 20.1001.1.15614107.1384.7.2.1.0]

پرتودهی از دو میدان جانبی مقابل هم (Parallel Opposed) انجام شد. این روش نیز تاحدزیادی امکان خارج ساختن ارگانهای حساس به پرتو رادرمدیاستن قدامی حیوان فراهم می سازد.



شکل ۲. مقاطع CT جهت تعیین عمق نخاع

حیوانات تحت بیهوشی خفیفی مورد تابش قرار گرفتند. نواحی خارج از میدان پرتو اصلی یعنی سر و قسمتهای تحتانی بدن حیوان نیز با ورق سربی و حفاظ از جنس سروبند (Cerrobend) مورد حفاظت در برابر پرتو قرار گرفتند. برای استقرار حیوان بر روی نگهدارنده، ابتدا دستها از سوراخ تعبیه شده رد شدند و سپس دم از زیر به دستگاه چسبانده میشد تا حرکتی نداشته باشد. پس از تنظیم حیوان برروی نگهدارنده تیوب اشعه ایکس از دومیدان جانبی بنحویکه چسبیده به پرسپکسهای کناری باشد برای مدت زمان مشخصی که بستگی به دز مورد نظر داشت شروع به پرتودهی میکرد. جهت تصحیح و تائید میدان پرتودهی از رادیوگرافی سیمیلاتور و تصاویر پورتال استفاده شد(شکل ۳).



شکل ۳. تصویر پورتال از میدان پرتو (بدلیل پایین بودن کنتراست، آناتومی در اینجا بطور واضح دیده نمی شود.

تعیین ضریب کالیبراسیون و دز جذبی در انرژی دلخواه برحسب کرمای (N_k):

کالیبراسیون سیستم اندازه گیری پرتو شامل اطاقک یونیزان، کابل اتصال و الکترومتر در آزمایشگاه استاندارد ثانویه ایران واقع در مرکز تحقیقات کشاورزی و پزشکی هسته ای شهرستان کرج انجام شد. ضریب کالیبراسیون بر حسب کرمای هوا تعیین و از آنجا که معمولا HVL لازم برای دست یابی به انرژی ماکزیمم یکسان بین مولدهای مختلف پرتوایکس متفاوت است برای رسیدن به فاکتور کالیبراسیون در HVL دلخواه از درون یابی بین مقادیر موجود در جدول ۱ قسمت نتایج استفاده شد. به این ترتیب که برای تعیین فاکتورN_k در انرژی مورد نظر معادل ۴۷/۷۴۹ mGy/nC بدست آمد. جهت تعیین دز جذبی در فانتوم معادل آب ابتدا دز درهوا در نقطه مماس به دهانه خروجی لوکالیزاتور اندازه گیری شد. سپس با استفاده از رابطه زیر دز جذبی در سطح فانتوم بدست آمد.

$$D_{w,z=0} = M \cdot N_k \cdot B_w \cdot P_{stem,air} \cdot [(\mu_{en/\rho})^w_{air}]_{air}$$

در این رابطه M مقدار خوانده و تصحیح شده توسط اطاقک در هوای آزاد و در شرایطی است که حجم حساس اطاقک در نقطه اندازه گیری ($Z_{ref}=0$) واقع درسطح دهانه خروج پرتو از لوکالیزاتور قرار داشته و در صورت فاصله داشتن از دهانه لوکالیزاتور با اعمال قانون عکس مجذور فاصله به نقطه مرجع منتقل می شود. N_k نیز همان فاکتور کالیبراسیون برای کیفیت پرتو مورد نظر، B_w فاکتور پرتو برگشتی است که اثر پرتو پراکنده حاصل از فانتوم را در نظر میگیرد. $P_{Stem, Air}$ تصحیح مربوط به ساقه اطاقک از نظر تغییری است که درپرتو پراکنده بدلیل تغییر دراندازه میدان پرتو ایجاد میشود و $[(\mu_{en/\rho})^w_{air}]_{air}$ متوسط نسبت ضرایب جذب جرمی انرژی آب به هوا در طول طیف فوتونی است مقدار ضریب جذب جرمی برای HVL=۱/۵mmCu معادل ۱/۰۸۵برآورد گردید(۸). باید توجه داشت که رابطه فوق برای اندازه گیری دز در سطح فانتوم و بدون حضور الکترونهای آلوده کننده و همچنین برای اپلیکاتورهای با انتهای باز و بسته صادق است. مقدار فاکتور پرتو برگشتی، B_w، از درونیابی مقادیر موجود در جدول درصد دزعمقی (۹) تعیین و مقدار ۱/۱۲۱ برای آن بدست آمد. مقدار فاکتور تصحیح مربوط به ساقه اطاقک چنانچه کالیبراسیون علاوه برکیفیت انرژی یکسان در میدان یکسان

[DOR: 20.1001.1.15614107.1384.7.2.1.0]

نیز انجام شده باشد یک خواهد بود که با تقریب خوبی در مورد کالیبراسیون اطاقک مورد استفاده در این پروژه ازآن استفاده شد(۱۵).

یافته‌ها

مقادیرکالیبراسیون سیستم دزیمتری در برابر پرتوهای ایکس با کیفیت های متفاوت در جدول ۱ آمده اند. برای تعیین فاکتور کالیبراسیون درHVL= ۱،۵mmCu که بصورت مستقیم در جدول وجود ندارد از روش درون گرایی استفاده شد. درجدول ۲ مقادیر خام خوانده شده در هوا و فانتوم و پارامترهای آماری آنها آورده شده اند. متوسط مقادیر خوانده شده با لوکالیزاتور شیشه ای دهانه باز و قطر دهانه ۳ cm در شرایط محیطی ذکر شده در مرکز اطاقکی که دیواره آن به سطح دهانه لوکالیزاتور درمماس بود (در SSD =۲۵ cm یا همان فاصله چشمه پرتو تا سطح) برابر با $M_{uncorrect}$= ۲۷/۱۳ nC بدست آمد و فاکتورهای تصحیح مختلف نیز در جدول ۳ نشان داده شده اند. برای انتقال دز به نخاع با توجه به ثابت بودن فاصله بین دو صفحه پرسپکس نصب شده برروی نگهدارنده و محل نخاع در وسط دو صفحه معادل ۱۲mm از طرفین تعیین شد. بنابراین درصد دز عمقی برای میدانی با قطر ۳cm (ضلع مربع معادل ۲/۶cm) و در عمقی معادل ۱۲mm برای پرتو با HVL=۱،۵mCu وSSD=۵۰cm برابر۸۳/۵۳٪ و برای SSD=۲۵cm پس از تصحیح (با SSD factor Myenord) مقدار ۷۹/۶۸٪ بدست آمد. نهایتاً آهنگ دز جذبی در عمق نخاع بصورت زیر محاسبه گردید:

$D_{(d=12mm)}$= 192.32(CGy/min) × 79.68%= 153.26 (CGy/min)

جدول ۱. مقادیر فاکتور کالیبراسیون بدست آمده در تعدادی از انرژی ها

Tube voltage (kVp)	HVL (mm)	E_{eff} (keV)	N_k (mGy/nC)
۷۵	۲/۶AI	۳۳/۶	۴۸/۱
۱۰۰	۰/۲CU(۵/۲AI)	۴۴/۴	۴۷/۹
۱۵۰	۰/۸۹CU(۱۱/۱۵AI)	۷۹/۱	۴۷/۷
۲۰۰	۲/۲۶CU(۱۶/۶۶AI)	۱۲۵/۶	۴۷/۷

نتیجه آزمون روش محاسبه با اندازه گیری دز جذبی در فانتوم رت

به منظور اصلاح و یا تائید محاسبات انجام شده یکسری دزیمتری پس از ساخت فانتوم یکنواخت و نسبتا مشابه رت انجام شد. با مشخص بودن پارامترهای هندسی فانتوم و بعد از مسقر شدن اتاقک (شکل ۱)، آهنگ دز جذبی در محل اتاقک تعیین و مقدار آن با مقدار بدست آمده از طریق محاسبه مقایسه شد. در جدول۲ پارامترهای آماری مقادیرعددی خام که از طریق اندازه گیری در فانتوم بدست آمدند نشان داده شده اند.

جدول ۲. مقادیر خام خوانده شده در هوا و فانتوم توسط دزیمتر و پارامترهای آماری

مقادیر خوانده شده توسط دزیمتر در هوا (Muncorrect) برحسب nc/min	انحراف معیار	میانگین مقادیر	خطای استاندارد (اعتماد ۹۵٪)
(۲۶/۹۷)، (۲۷/۱۶)، (۲۷/۰۹)، (۲۷/۱۴)، (۲۷/۲۷)	۰/۱۰۹	۲۷/۱۳	۰/۰۴۸
مقادیر خوانده شده توسط دزیمتر در فانتوم (Muncorrect) برحسب nc/min	۰/۱۰۵	۲۲/۷۸	۰/۰۶۰

با استفاده از فرمول زیر مقدار خوانده شده برحسب nC به دز جذبی در عمق ۲۳/۳ میلی متری فانتوم تبدیل شد.

$$D_{w,z} = M_{corr} \cdot N_k \cdot [(\mu_{en/\rho})^{w}_{air}]_{air}$$

$D_{w,z(=23.3mm)}$=28.29(nc/min) x 47.743(mGy/nc) x 1.085=146.54 (cGy/min)

مقدار دزجذبی از طریق محاسبه در شرایط مشخص هندسی از رابطه زیر:

$D_{w,z(=23.3mm)}$=192.32 (cGy/min) x 75.89%= 145.95 (cGy/min)

در فانتوم تعیین و مقدار ۱۴۵/۹۵cGy بدست آمد. در این رابطه عدد ۷۵/۸۹٪ دز عمقی برای میدان پرتو مورد نظر می باشد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1384.7.2.1.0]

جدول ۳. فاکتورهای تصحیح دخالت کننده در تعیین دز جذبی

فاکتور تصحیح	مقدار عددی
دما و فشار، P_{TP}	۱/۱۷۹
فاصله مرکز اطاقک تا سطح دهانه لوکالیزاتور، K_r	۱/۰۳۴
کالیبراسیون، N_K	۴۷/۴۷۹
پرتو برگشتی، B_W	۱/۱۲۱
ساقه اتاقک، $P_{stem, air}$	۱/۰۰
متوسط نسبت ضرایب جذب جرمی انرژی آب به هوا، $(\mu_{en/\rho})^{w}_{air}]_{air}$	۱/۰۸۵

بحث

آهنگ دز جذبی در عمق نخاع درحالیکه حیوان بر روی بیحرکت کننده قرار دارد برابر۱۵۳/۲۶ cGy/min محاسبه گردید. مقایسه مقادیر آهنگ دزجذبی از دو روش محاسبه و اندازه گیری مستقیم (بترتیب مقادیر ۹۵/۱۴۵ و ۱۴۶/۵۴ cGy/min) در فانتوم رت به منظور تعیین دقت و اصلاح خطا قبل از پرتودهی حیوانات اختلاف اندک ۰٫۵٪- را نشان داد. به این ترتیب مقدار دز جذبی بدست آمده با p<۰/۰۰۱ در محدوده مجازتعیین شده توسط ICRU یعنی ۵/۳٪± قرار دارد. منابع این اختلاف را نیز می توان تفاوت دانسیته فانتوم رت با بافت نرم و همچنین نامنظمی سطح و شیب میدان مورد تابش بر روی فانتوم دانست(۱۷و۱۶).

ابزار مقیدساز ساخته شده دراین مطالعه تجربی امکان پرتودهی راحت، دقیق از نظر هندسی و تکرارپذیری را تقریبا برای تمام نمونه های مورد آزمایش فراهم ساخت. یکی از مشکلات پرتودهی قسمت کوچکی ازبدن حیوانات آزمایشگاهی بکاربردن حفاظ مناسب برای سایر بافتها می باشد. رعایت این نکته در بررسی نتایج آزمایش بسیار حائز اهمیت است از آن نظرکه بروز عوارض ناشی از پرتو می تواند تحت تاثیر واکنش بافتهایی غیر از بافت مورد نظر باشد(۱۳).

بکارگیری ابزار صحیح و مناسب برای پایش و مقایسه نتایج اندازه گیری دز جذبی با روش محاسباتی محض در تعیین صحت پرتودهی بسیار مهم بشمار می رود. بدین سبب هر جا که اندازه گیری مستقیم دز در نمونه تحت بررسی مقدور نباشد از فانتومهای مناسب برای شبیه سازی نمونه با درنظر داشتن ترکیب، هندسه و ابعاد فیزیکی باید اقدام کرد(۱۲). فانتومهای یکنواخت ساده با هندسه منظم اغلب (اما نه همیشه) به اندازه کافی قادر به شبیه سازی حیوانات کوچکی مانند موش هستند. برای حیوانات بزرگتر فانتومهای با شکل و ابزار حقیقی توصیه می شود. وجود بافت استخوانی در بافت نرم موش و یا رت در میدان پرتوبا کیفیت مورد استفاده در رادیوبیولوژی (اشعه ایکس اورتوولتاژ و فوتونهای پر انرژی تر) معمولا قابل صرفنظر است(۱۱). اثر پرتوهای یونیزان در سیستمهای بیولوژیک به عوامل متعدد فیزیکی، شیمیایی یا فیزیولوژیک بستگی دارد. دز و فاکتورهای مرتبط همانند آهنگ دز، توزیع دز و کیفیت پرتو از مهمترین عوامل فیزیکی بشمار میروند. استفاده مناسب از فاکتورهای تصحیح و بکارگیری پروتکلهای جدید که از طرف مراجع صلاحیتدار تدوین شده اند میتواند موجبات بکارگیری پرتوهای یونیزان در سیستمهای بیولوژیک را با حداکثر صحت و حداقل ابهام در تعیین دقیق دز فراهم آورد(۲۰-۱۸).

در مطالعات رادیوبیولوژیک از آنجا که معمولا اثر پرتو برروی بافت یا ارگان خاصی مورد نظر است و از طرفی در مورد حیوانات کوچک که از میدان تابشی کوچک نیز استفاده میشود بدلیل نزدیکی بافت و ارگانهای مختلف، به گرادیان دز بالایی نیاز است. علاوه بر آن پرتودهی حجم هدف (بافت، ارگان یا حیوان) باید یکنواخت باشد. بدین معنا که اختلاف دز جذبی بین بافت نرمال و هدف باید به اندازه ای کم باشد که اثر مهمی بر پاسخ بیولوژیکی مورد نظر نداشته باشد. معیار پرتودهی یکنواخت همانطور که در مقدمه ذکر شد حداکثر نسبت ۱/۱۰ است اما ترجیح برآنستکه این مقدار برای دز جذب شده در نقاط مختلف حجم هدف ۱/۰۵ باشد(۲۲و۲۱). امروزه به منظور یکسان سازی دزیمتری در رادیوبیولوژی برنامه مقایسه دزیمتری بین مراکز[1] توسط گروه اروپایی پروژه اثرات دیررس (EULEP[2]) تدوین شده است. نتایج بدست آمده از اجرای این برنامه درسال ۱۹۹۹ توسط EULEP-EURADOS[3] برروی دزجذبی

[1] Intercomparison Dosimetry Program
[2] EUropean Late Effect Project group
[3] EUropean Radiation Dosimetry group

[DOR: 20.1001.1.15614107.1384.7.2.1.0]

در وسط فانتوم موش و توزیع دز در داخل فانتوم نشان داده شده است که برای یکبار پرتودهی انحراف دز در مرکز فانتوم موش در محدوده ۱۰- ۵٪ قرار دارد. این در حالیست که انحراف ۵٪ در مرز قابل قبول قرار دارد(۱۳). اختلاف اندک بدست آمده در مطالعه حاضر بین محاسبه و اندازه گیری در فانتوم نشان دهنده آنستکه با استفاده از پروتکل تدوین شده AAPM TG۶۱ و با رعایت پارامترهای تصحیح امکان دست یابی به خطاهای اندک وجود دارد هرچند که دست یابی به چنین دقتی در پرتودهی با توجه به اینکه در فانتوم یکنواخت انجام گرفته برای انتقال به نمونه واقعی نیاز به تایید و اصلاح دز بوسیله دزیمتری In-vivo را مطرح میکند.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از همکاری کارشناسان با تجربه سازمان انرژی اتمی ایران واحد SSDL کرج، آقای مهندس غفوری و آقای مهندس سلیمانیان قدردانی می شود. قسمتی از این پروژه در بخش رادیوتراپی مرکز تحقیقات انستیتو کانسر بیمارستان امام خمینی تهران انجام شد در اینجا از کارشناسان محترم بخش، خانم شاه نظری و خانم تیزمغز، برای همکاری صمیمانه تشکر می شود.

****

References

1. Zoetelief J, Broerse JJ, Davies RW. EULEP protocol for X-ray dosimetry and exposure arrangements. EULEP 1985; EUR 9507.

2. ICRU. Quantitative concepts and dosimetry in radiobiology. ICRU 1979; report 30.

3. Ma CM, Caffey CW, De Werd LA, et al. Status of kilovoltage x-ray beam dosimetry in radiotherapy; in proceeding of kilovoltage X-ray beam dosimetry for radiotherapy and radiobiology. Madison 1991; pp: 27-42.

4. Ma CM, Caffey CW, De Werd LA, et al. Dosimetry of kilovoltage x-ray beams for radiotherapy. Med Phys 1996; 23 (abstract).

5. Grimbergen TWM. Dosimetry of low and medium energy x rays: absorbed dose determination in theory and (codes of) practice. Proceeding of dosimetry for radiobiology, held at Leiden, The Netherlans 1998; pp: 35-8.

6. Van Der Kogel AJ, Barendsen GW. Late effects of spinal cord irradiation with 300 kv xray and 15 Mev neutrons. Br J Radiol 1974; 47: 393-8.

7. Wong CS, Minkin S, Hill RP. Effect of small doses per fraction in rat spinal cord: influence of initial vs. final top-up doses. Radiother Oncol 1993; 28: 52-6.

8. Ma CM, Caffey CW, De Werd LA, et al. AAPM protocol for 40–300 kV x-ray beam dosimetry. AAPM, TG61 2001.

9. Joint working party of the British institute of radiology and the institution of physics and engineering in medicine and biology: Central axis depth dose data use in radiotherapy. Br J Radiol 1996; Suppl: 25.

10. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in photon and electron beams, an international code of practice. IAEA 1987; Technical reports series No: 277.

11. Nikel I. Phantoms for radiobiology. Proceeding of dosimetry for radiobiology held at Leiden, The Netherlans 1998; pp: 35-8.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1384.7.2.1.0]

12. ICRU. Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection. ICRU 1992; report 48.

13. Zoetelief J, Broerse JJ, Davies RW, et al. Protocol for X-ray dosimetry in radiobiology. Int J Radiat Boil 2001; 77(7): 817-35.

14. Seuntjens J, Thierens H, Schneider U. Correction factors for a cylindrical chamber used in medium-energy x-ray beams. Phys Med Biol 1993; 38: 805–32.

15. Knight RT, Nahum AE. Depth and field-size dependence of ratios of mass-energy-absorption coefficient, water-to-air, for kV X-ray dosimetry. Proceedings of the IAEA international symposium on measurement assurance in dosimetry, IAEA 1994; Vienna: 361–70.

16. Grosswendt B. Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to- phantom distance and irradiation field size. Phys Med Biol 1990; 35: 1233–45.

17. Grosswendt B. Dependence of the photon backscatter factor for water on irradiation field size and source-to-phantom distance between 1.5 and 10 cm. Phys Med Biol 1993; 38: 305–10.

18. Klevenhagen SC. Experimentally determined backscatter factors for x-rays generated at voltages between 16 and 140 kV. Phys Med Biol 1989; 34: 1871–82.

19. Klevenhagen SC, Aukett RJ, Harrison RM, et al. The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al–4 mm Cu HVL; 10–300 kV generating potential). Phys Med Biol 1996; 41: 2605–25.

20. Broerse JJ, Wonder J. Accuracy and precision required for dose administration in the target area. Proceeding of dosimetry for radiobiology, held at Leiden, The Netherlans 1998; pp:12-17.

21. Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A. What degree of accuracy is required and can be achieved in photo and neutron therapy? Radiother Ocnol 1987; 8: 237-52.

22. Zoetelief J. Degree of homogeneity of dose distribution, including scatter and interface problems. Proceeding of dosimetry for radiobiology, held at Leiden, The Netherlans 1998; pp: 35-8.

* آدرس نویسنده مسئول:بابل، گروه بیوفیزیک و بیوشیمی، تلفن:۴-۲۲۲۹۵۹۱-۰۱۱۱.

srmahdavi@hotmail.com

[DOR: 20.1001.1.15614107.1384.7.2.1.0]