

محاسبات دوز پرتوی رادیو داروها و اقدامات حفاظتی در پزشکی هسته‌ای

دکتر علی بایبوردی^۱

Title : Radiation dose calculations of radiopharmaceuticals and protection surveys in nuclear medicine

Authors : Ali Baybordi¹

Abstract : Interaction of ionizing radiation causes ionization and excitation in atoms and molecules at biological system and production a number of deleterious and abnormal productions in a living system. Having adverse effects of ionizing radiations necessitate exact determination of administrative amounts and patient doses, in order to prevent unpermissible exposures of patients and their surroundings. Accurate calculation of radiation dose require accurate data about the physical decay characteristics of the radionuclide and its distribution in the body. On the otherhand, The biologic function of different tissues of human body is different among persons. Therefore, there is the variability of the biological response of different individuals to the same radiation dose. How does one compute the total dose the patient form the time of administration ($t=0$) to the time when the dose rate has finally been reduced to zero In this article, our goal is the calculation and determination of dose in patients and providing the protection survey.

In nuclear medicine procedures it is almost impossible to measure the radiation dose directly using any kind of radiation detection. Instead, this has to be calculated by using a variety of physical and biological data and special mathematical equations. An approach to determine radiation doses is the absorbed fraction method. This is proceeded in four steps: calculation of the rate of energy emission by radionuclide in the source volume (s), calculation of the energy absorption by the target volume (T), calculation of the average dose rate (dD/dt), and calculation of the average dose D. That finally results dose. The overall expression may be used.

$$D(T \leftarrow s) = (144) \cdot f \cdot A_0 \cdot T_{1/2(\text{eff})} \cdot S(T \leftarrow s) \text{ rad}$$

Where S factors is the dose rate form 1 μCi activity. It depends only on the physical data that biokinetics of the radionuclidic distribution is more complex, and the uptake in the organ is instantaneous, on the other hand, the disappearance of the radioactivity from the source doesn't have a single exponential term. In the case of a radiopharmaceutical with complex biokinetics, for radiation dose calculations, cumulated activity \tilde{A} needed for radiation dose calculations is determined by either graphic methods or multiexponential curve-fitting methods. Then, Cumulated activity \tilde{A} in each organ maybe calculated from the actual biokinetic data:

The physical data such as radiations emitted by a radionuclide and the absorbed fractions for various source and target combinations of a standard man into on single term, "S" factor, for radionuclides used in nuclear medicine, dose rate is nearly equivalent to the absorbed dose and can use the principle of reducing exposure to the body, that is distance, time, and adequate shielding, to provide the ALARA.

$$E_{(R)} = \left(n \cdot \Gamma / d^2 \right) \cdot e^{\mu_{\text{linear}} \cdot x} \cdot t$$

Therefore, it may provide necessarily safety in nuclear medicine by observing of protection principles and by mindfully application of radioisotopes and this increase the advantage of using ionizing radiation against on deleterious effects.

Keywords : Radiopharmaceuticals, dose calculation, radiation protection, nuclear medicine.

خلاصه

بر خورد پرتوهای یونیزان با سیستمهای بیولوژیک باعث وقوع یونیزاسیون و تحریک اتمها و مولکولها شده و محصولاتی غیر طبیعی و مضر در محیط بیولوژیک بوجود می آورند. تعیین دقیق مقادیر تجویزی و دوز پرتوی بیماران به علت عوارض جانبی تابش پرتوهای یونیزان از رادیونوکلیدها ضروری به نظر می رسد تا از تابش های غیرمجاز به بیمار و اطرافیان وی اجتناب شود. محاسبات دقیق دوز تابشی نیاز به داده های کاملی در خصوص انواع واپاشی فیزیکی رادیودارو و نحوه توزیع آن در بدن دارد. از طرفی میزان عملکرد بیولوژیک بافت های بدن در جذب و دفع رادیودارو از عوامل عمده محسوب، و بین افراد متفاوت است. بنابراین با وجود تجویز مقادیر یکسانی از رادیودارو، میزان دوز جذبی در افراد فرق می کند. از آنجائیکه با گذشت زمان میزان دوز به تدریج کاهش یافته و در نهایت به صفر می رسد چگونه می توان کل دوز بیمار را از زمان تجویز ($t = 0$) تا زمانی که میزان دوز سرانجام به صفر تنزل یافت، محاسبه کرد؟ روش محاسبه مطمئن و تعیین دقیق دوز هر بیمار و نیز اقدامات حفاظتی لازم هدف اصلی در ارائه این مقاله می باشد. در امتحانات پزشکی هسته ای اندازه گیری مستقیم دوز پرتوی با آشکار ساز پرتو تقریباً غیرممکن است و اینکار از طریق محاسبه ای با استفاده از داده های فیزیکی و بیولوژیک و معادلات خاص ریاضی صورت می گیرد. یک روش محاسبه ای تعیین دوز پرتو، روش کسر جذبی است که در طی چهار مرحله محاسبه میزان انرژی ناشی از رادیونوکلید در حجم منبع (S)، محاسبه میزان انرژی جذبی پرتوها در حجم هدف (T)، محاسبه متوسط میزان دوز (dD/dt) و محاسبه متوسط دوز (D) منجر به تعیین دوز بیمار می شود. از رابطه کلی زیر در این خصوص می توان استفاده کرد:

$$D(T \leftarrow S) = (1/44) f \cdot A_0 \cdot T_{1/2(\text{eff})} \cdot S(T \leftarrow S) \quad \text{راد}$$

که در آن عامل S عبارت از میزان دوز حاصل از ۱ میکروکوری اکتیویته می باشد که تنها به داده های فیزیکی بستگی دارد و اغلب به علت پیچیدگی بیوسینتیک توزیع رادیو نوکلیدی جذب در عضو فوری نبوده و از طرفی دفع آن نیز شکل نمایی ساده ای ندارد. برای محاسبات دوز پرتوی اکتیویته توده ای \tilde{A} لازمست از طریق روشهای گرافیکی یا چند نمایی متناسب با منحنی مربوطه استفاده کرد. بنابراین اکتیویته توده ای \tilde{A} هر عضو را می توان از داده های بیوسینتیک واقعی بصورت زیر محاسبه کرد:

$$D(T \leftarrow S) = \tilde{A} \cdot S(T \leftarrow S) \quad \text{راد}$$

داده های فیزیکی نظیر پرتوهای ناشی رادیونوکلیدها و کسرهای جذبی منابع و هدف های مختلف یک نمونه استاندارد تحت عنوان واژه واحدی به نام عامل S برای رادیونوکلیدهای مصرفی در پزشکی هسته ای و همچنین مقادیر مختلف کسر جذبی برای انرژی های مختلف پرتوهای X و γ در حجم های مختلف هدف و منبع از معادلات فوق به روش رایانه ای نوین استخراج و در جداولی ارائه شده است. به علت اینکه در آزمایشگاه پزشکی هسته ای مقادیر زیادی منابع رادیو اکتیو باز جابجا می شوند موقع دوشیدن ژنراتور، تزریق یا کشیدن رادیودارو، انجام اسکن از بیمار تزریق شده احتمال پرتوگیری و آلودگی اطرافیان و بکاربرنده (تکنسین، فیزیست یا پزشک) و محیط وجود دارد. برای مقاصد پزشکی هسته ای میزان پرتوگیری تقریباً معادل دوز جذبی بوده و می توان از اصول کاستن از پرتوگیری یعنی فاصله، زمان و حفاظ مناسب برای حصول اصل ALARA استفاده کرد، رابطه زیر توصیه می شود.

$$E_{(R)} = (n \cdot I / d^2) \cdot e^{-\mu \cdot D \cdot 0.693} \cdot t \quad \text{روننگن}$$

E : میزان پرتوگیری یا پرتودهی و n تعداد میلی کوری منبع و d فاصله از منبع و μ ضریب تضعیف خطی ماده و X ضخامت ماده حفاظ و Γ ثابت میزان پرتودهی رادیونوکلید.
بنابراین رعایت اصول حفاظتی و کاربری آگاهانه رادیوایزوتوپها در پزشکی هسته ای می تواند ایمنی لازم را فراهم نموده و بر مزایای استفاده از پرتوهای یونیزان در برابر خطرات آن بیافزاید.

مقدمه

بیولوژیک اثر خاصی به جا می‌گذارد که نسبت به اشعه دیگر شدتی متفاوتی داشته و بایستی مدنظر قرار گیرد و اینکه بافتهای بدن در برابر اشعه حساسیت‌های متفاوتی نشان می‌دهند.

روش کار

الف - محاسبات نظری دوز

در امتحانات پزشکی هسته‌ای اندازه‌گیری مستقیم دوز پرتوی یا آشکار ساز پرتو تقریباً غیر ممکن است و اینکار بایستی از طریق محاسبه‌ای با استفاده از یک‌عده داده‌های فیزیکی و بیولوژیکی و معادلات خاص ریاضی صورت گیرد (۲). برای محاسبه دوز پرتو باید متوسط مقدار انرژی جذبی در هر گرم از بافت یا هدف (عضو مورد نظر) از کل انرژی رها شده در واپاشی مقدار مشخصی از رادیواکتیو را تعیین کرد. از آنجا که پرتوهای ایکس و گاما نسبت به پرتوهای ذره‌ای بانفوذتر هستند یک منبع نشر کننده پرتو ایکس یا گاما در یک موضع باعث پرتوگیری هر عضو بدن خواهد شد. برای مثال رادیو نوکلاید نشر کننده پرتو ایکس یا گاما که تنها در کبد تجمع یافته باشد (منبع S) دوز پرتوها علاوه بر کبد به سایر ارگانهای بدن (ارگانهای هدف T) اعمال خواهد نمود (۳). بنابراین اگر یک رادیودارو در چند عضو تجمع یابد (چند منبع) دوز پرتوی حاصل از هر منبع به عضو (ارگانهای هدف) باید قبل از تعیین دوز پرتوی نهایی رسیده به هر عضواً افزودن در کلیه سهم دوزها محاسبه شود. در تعیین دوز پرتو به روش کسر جذبی چهار مرحله زیر طی می‌شوند:

۱- محاسبه میزان انرژی نشری از انواع مختلف پرتو

نشری از رادیونوکلاید در حجم منبع $\left(\frac{\text{erg}}{\text{hr}}\right)$.

۲- محاسبه میزان انرژی جذبی از این پرتوها

در حجم هدف.

پرتو یونیزان در سیستمهای بیولوژیک منجر به یک عده تغییرات بیولوژیک می‌شود که می‌توانند مضر یا مفید واقع شده و بلافاصله یا مدتها بعد نمایان شوند. مکانیسم اصلی این آسیب حیاتی از طریق بروز وقایع یونیزاسیون یا تحریک در اتمها یا مولکولهای سیستم بیولوژیک و تولید محصولات غیر طبیعی می‌باشد (۱). مدتها است که اثرات مضر تابش پرتو یونیزان بر سیستمهای حیاتی شناسایی شده است. بنابراین ارزیابی خطرات در برابر مزایای استفاده از رادیو ایزوتوپها در پزشکی هسته‌ای حایز اهمیت است. از آنجا که یکی از عوامل کاملاً مؤثر بر شدت یا احتمال بروز اثرات پرتوی عبارت از میزان انرژی جذبی در بافت (دوز پرتوی) می‌باشد برآورد فوق را تنها بشرطی می‌توان بدست آورد که میزان دوز جذبی بیمارانی که تحت امتحانات خاصی قرار می‌گیرند شناسایی کرد. محاسبات دقیق دوز تابشی نیاز به داشتن داده‌های کاملی در خصوص انواع واپاشی فیزیکی رادیودارو و نحوه توزیع آن در بدن می‌باشد. با اینکه تنها با توجه به پارمتر اول می‌توان به خواسته فوق نایل آمد و لیکن بدست آوردن داده‌های کافی در مورد نحوه توزیع رادیو دارو در بدن آسان نمی‌باشد. از طرف دیگر میزان عملکرد بیولوژیک بافتهای بدن در جذب و دفع رادیودارو نیز از عوامل عمده محسوب می‌شوند که در افراد مختلف متفاوت است. بنابراین با وجود تجویز مقادیر یکسانی از رادیودارو میزان دوز جذبی در افراد می‌تواند متفاوت باشد (۲). روشهای مختلفی برای تعیین دوز جذبی بیماران تحت تجویز رادیو نوکلایدها یا رادیوداروها وجود دارد. با اینحال در برآورد خطر واقعی دو عامل دیگر نیز دخیل هستند:

تأثیر گذاری بیولوژیکی نسبی پرتو و حساسیت بافت، بدین معنی که هر نوع اشعه در محیط

پرتو α به مقدار انرژی رها شده از توزیع رادیونوکلایدی در حجم (S) است تعریف کنیم:

انرژی جذبی در حجم T از پرتو α

$$\phi_i(T \leftarrow S) = \dots$$

انرژی نشری از حجم S به صورت

در پزشکی هسته‌ای در غالب موارد با توزیع رادیو دارو در خود حجم هدف A مواجه هستیم (به عبارتی T همان S می‌باشد) و بدین علت کسر جذبی به عنوان کسر خود جذبی یا ϕ_i بیان می‌شود. بنابراین با ضرب کردن میزان انرژی پرتو α ($213 n_i E_{\alpha}$) در کسر جذبی ϕ_i می‌توان میزان انرژی جذبی در حجم هدف T را بدست آورد:

$$213 n_i E_{\alpha} \phi_i(T \leftarrow S) \text{ erg} / (\text{hr} \cdot \mu\text{Ci})$$

در صورتیکه تعداد n پرتو نشری داشته باشیم میزان کل انرژی جذبی معادل با مجموع انرژیهای جذبی هر پرتو خواهد بود:

میزان انرژی جذبی در حجم هدف از n پرتو α

$$\sum_{i=1}^n n_i E_{\alpha} \phi_i(T \leftarrow S) \text{ erg} / (\text{hr} \cdot \mu\text{Ci})$$

حداکثر مقدار $\phi_i(T \leftarrow S)$ برابر یک بوده و حداقل مقدار آن صفر است و به ترتیب در مواقعی که تمامی انرژی نشری در هدف T جذب شده یا هیچگونه جذب انرژی در هدف وجود نداشته باشد، حاصل می‌شوند. مقادیر مختلف کسر جذبی تعیین گردیده و در مجله پزشکی هسته‌ای (ضمیمه‌های شماره ۱ سال ۱۹۶۸، ۳ سال ۱۹۶۹ و ۵ سال ۱۹۷۱) برای انرژیهای مختلف پرتوهای ایکس و گاما در حجم‌های مختلف هدف و منبع منتشر شده است (۴). جدول ۱ کسر خود جذبی ϕ_i را برای پرتوهای ایکس به انرژیهای مختلف نشان می‌دهد.

لازم به ذکر است که کسر جذبی در مورد پرتوهای ذره‌ای (ذرات آلفا و الکترونهای تبدیل) و پرتوهای

۳- محاسبه متوسط میزان دوز (dD/dt) .

۴- محاسبه متوسط دوز D.

در سه مرحله اول به داده‌های فیزیکی نظیر انواع واپاشی، شکل و اندازه عضو و غیره نیاز می‌باشد در حالیکه در مرحله چهارم داده‌های بیولوژیکی کارآمد خواهند بود. قبل از شروع بحث راجع به هر مرحله بهتر است تعریف گذرانی از اوزان و واحدهای پرتوی داشته باشیم.

دوز پرتوی (D) عبارتست از مقدار انرژی جذب شده از پرتو در هر گرم از بافت بر حسب ارگ بر گرم که برابر است با 10^{-2} راد یا 10^{-4} جری. میزان دوز پرتوی (dD/dt) عبارت است از مقدار انرژی جذب شده در واحد زمان در هر گرم از بافت بر حسب راد در دقیقه یا ساعت یا ...

ب- محاسبات عملی دوز

به منظور محاسبات عملی دوز ابتدا رادیونوکلایدی با یک نوع تابش پرتوی (فراوانی نشری = ۱) به انرژی E (مگا الکترون ولت) در هر واپاشی را در نظر می‌گیریم. هر میکرو کوری از این رادیونوکلاید ($3/7 \times 10^4$ واپاشی در ثانیه) انرژی نشری به میزان $3/7 \times 10^4 \times E$ مگا الکترون ولت بر ثانیه یا $213 \times E \text{ erg} / \text{hr} \cdot \mu\text{Ci}$ خواهد داشت. پس اگر رادیونوکلاید مذکور تعداد n تابش پرتوی (فراوانی نشری = n_i) داشته باشد در آنصورت میزان انرژی نشری آن $213 n_i E_{\alpha}$ خواهد بود. برای محاسبه میزان جذب انرژی در حجم هدف (T) از توزیع رادیونوکلایدی در حجم منبع (S) باید کمیت جدیدی بنام کسر جذبی $\phi_i(T \leftarrow S)$ را که عبارت از نسبت انرژی جذبی در حجم هدف (T) از

$1 \text{ MeV} = 1/6 \times 10^6 \text{ erg}$ و $1 \text{ h} = 3600 \text{ Sec}$ است.

حاصل ضرب آنها در میزان انرژی نشری $E \times 3/7 \times 10^4$ مگا الکترون ولت بر ثانیه مقدار $213 E$ را می‌دهد.

بنابراین میزان دوز dD/dt با گذشت زمان به تدریج کاهش یافته و در نهایت صفر می‌شود. چگونه می‌توان کل دوز بیمار را از تجویز رادیودارو ($t=0$) تا زمانیکه میزان دوز سرانجام به صفر تنزل یافت محاسبه کرد؟ با انتگرال گیری از میزان دوز dD/dt از زمان صفر تا بینهایت:

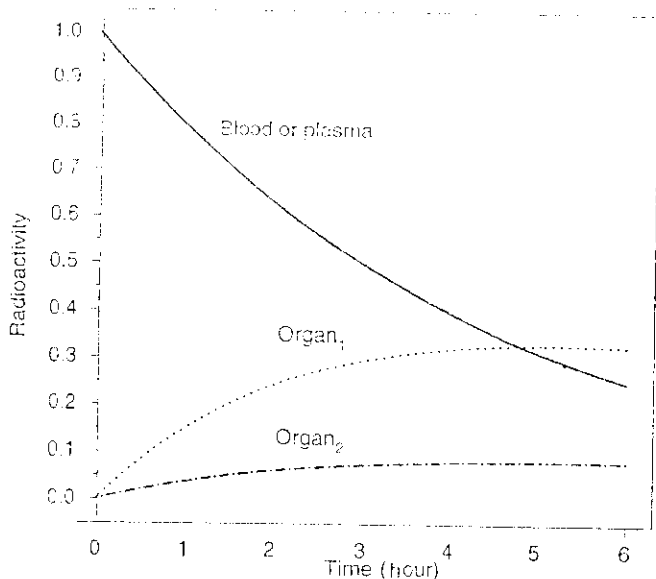
$$D = \int_0^{\infty} dD/dt \cdot dt$$

$$D(T \leftarrow S) = 1.44 \times T_{1/2(\text{eff})} \times [fA_0/M] \times \sum_{i=1}^n \Delta_i \phi_i (T \leftarrow S) \quad \text{rad}$$

اگر T و S یکی باشند نتیجه می‌شود:

$$D = 1.44 \times T_{1/2(\text{eff})} \cdot [fA_0/M] \times \sum_{i=1}^n \Delta_i \phi_i \quad \text{rad}$$

باید توجه کرد که کسر fA_0/M در رابطه بالا غلظت رادیوکتیویته در عضو تجمع یافته بوده و کل مقدار رادیوکتیویته عضو نمی‌باشد. تا این مرحله می‌توان نتیجه گیری کرد که برای به حداقل رسانیدن دوز پرتوی بیمار می‌توان موارد زیر را بکار گرفت. کاربری مقادیر کمتری از رادیواکتیو (A_0)، رادیوداروهایی با نیمه عمر کوتاهتر و رادیو نوکلیدهایی با کسرهای جذبی کوچکتر (که انرژیهای گامای نشری بالاتر از ۱۰۰KeV داشته و فاقد نشر ذره‌ای هستند).



شکل ۱- بیوسینتیک رادیو داروی تزریق شده از طریق وریدی با گذشت زمان از رادیو اکتیویته خون یا پلاسما کاسته می‌شود. کسری از رادیواکتیویته خون یا پلاسما توسط اندام (۱) و (۲) گرفته می‌شود و کسر دیگرش دفع می‌شود.

ایکس و گاما با انرژی کمتر از ۱۰ کیلو الکترون ولت بغلت جذب تمامی انرژی نشری در حجم توزیعی برابر صفر بوده و با افزایش انرژی پرتوهای ایکس و گاما به تدریج افزایش می‌یابد. البته در اینحالت عواملی از قبیل اندازه، شکل و حجم منبع و اندازه و شکل و فاصله هدف نیز دخیل می‌باشند. اکنون اگر میزان انرژی جذبی در هدف را به جرم هدف (M) تقسیم کنیم میزان انرژی جذبی در هر گرم بافت به دست می‌آید و با تقسیم رابطه حاصل به ۱۰۰ میزان دوز برای هر میکروکوری اکتیویته بدست خواهد آمد:

$$dD/dt = (213/M) \cdot \sum_{i=1}^n n_i E_i \phi_i (T \leftarrow S) \quad \text{rad/hr. } \mu\text{Ci}$$

البته برای ساده کردن این رابطه

$$\Delta_i = 213 n_i E_i \quad \text{خواهیم داشت:}$$

$$dD/dt = (1/M) \cdot \sum_{i=1}^n \Delta_i \phi_i (T \leftarrow S) \quad \text{rad/hr. } \mu\text{Ci}$$

حالا اگر حجم منبع داری اکتیویته $A(t)$ در زمان t باشد در اینصورت میزان دوز حاصل عبارت خواهد بود از:

$$dD/dt = [A(t)/M] \sum_{i=1}^n \Delta_i \phi_i (T \leftarrow S) \quad \text{rad/hr}$$

از آنجا که رادیواکتیویته $A(t)$ تجمع یافته در یک عضو کسری از دوز تجویزی (A_0 بوده و بطور پیوسته در حال کاهش یا نیمه عمر مؤثر $T_{1/2}$ بوده و f کسر تجمعی از A_0 در عضو مورد نظر می‌باشد، خواهیم داشت:

(۱)

$$A(t) = f \cdot A_0 \cdot e^{-0.693 \frac{t}{T_{1/2(\text{eff})}}} \quad \mu\text{Ci}$$

پس دوز عبارت خواهد بود از :

راد

$$D(T \leftarrow S) = 1.44f \cdot A_0 \cdot T_{1/2(\text{eff})} \cdot S(T \leftarrow S)$$

بنابراین در مورد رادیودارویی با بیوسینتیک پیچیده (نظیر رادیوداروی شکل ۱) اکتیویته توده‌ای (\tilde{A}) هر عضو را می‌توان از داده‌های بیوسینتیک واقعی محاسبه کرد:

راد

$$D(T \leftarrow S) = \tilde{A} \cdot S(T \leftarrow S)$$

عامل S تنها به داده‌های فیزیکی بستگی داشته و در مورد یک نوع رادیو نوکلاید و یک جفت عضو مرد استاندارد اختصاصی است. از اینرو بایستی تنها یکبار برای هر رادیو نوکلاید و هر جفت از اعضا (منبع و هدف) محاسبه شود. مقادیر محاسبه شده توسط Snyder و همکاران در ضمیمه ۱۱ مجله پزشکی هسته‌ای چاپ شده است (۴).

نتایج

در پیش اطفال، دوز رادیو دارو بطور متناسب با اندازه سطح بدن و وزن کاهش داده می‌شود. از آنجا که جنین نسبت به فرد بالغ به اشعه حساستر است معمولاً تجویز رادیو دارو به زن حامله توصیه نمی‌شود. در موارد فوریتی و کاملاً ضروری در صورت تجویز رادیودارو به زن حامله، محاسبه دوز جنینی اساسی است (۵). دوز پرتوی جنین در این موارد از دو منبع بدست می‌آید: توزیع رادیو دارو در بدن مادر و توزیع رادیودارو در بدن جنین (به علت عبور جفتی). برای اکثر رادیوداروهای نشاندار شده با ^{99m}Tc (به استثناء پرتکتانات) عبور از جفت خیلی ناچیز است و تنها دوز توزیعی در بدن مادر حایز اهمیت است. در این موارد دوز پرتوی تخمینی رسیده به جنین از ۱۰ میلی کوری (۳۷۰ مگا بکرل) رادیو داروی تجویزی بین ۲۰۰ و ۴۰۰ میلی راد (۴-۲ میلی گری) خواهد بود.

البته باید اذعان کرد که اغلب بیوسینتیک توزیع رادیو نوکلایدی پیچیده بوده و جذب در عضو فوری نبوده و از طرفی دفع آن نیز شکل نمایی ساده‌ای ندارد. در شکل (۱) بیوسینتیک (رفتار جذبی - دفعی) یک رادیودارو را که از طریق وریدی تجویز شده است نشان داده می‌شود، چنانچه ملاحظه می‌شود با اینکه اکتیویته خون یا پلاسما با گذشت زمان کاهش نشان می‌دهد، کسری از آن نیز توسط عضو ۱ و عضو ۲ گرفته می‌شود و کسری نیز دفع می‌شود (که در اینجا نشان داده نشده است). با تابع تک اکسپونانسیلی که تا حالا ذکر شده است نمی‌توان این مسأله را توجیه نمود و برای محاسبات دوز پرتوی اکتیویته توده‌ای \tilde{A} لازم است که از طریق روشهای گرافیکی یا روشهای چند اکسپونانسیلی متناسب با منحنی استفاده کرد. بنابراین در مورد مذکور معادله (۱) نمی‌تواند رفتار زمانی رادیواکتیویته را در خون یا پلاسما یا در عضوهای ۱ و ۲ توضیح دهد. پس لازم است از منحنی اکتیویته زمانی $A(t)$ جهت محاسبه رادیواکتیویته توده‌ای (\tilde{A}) که عبارت است از :

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t) dt \quad \text{بر حسب } \mu\text{Ci} \cdot \text{hr} \text{ استفاده کرد.}$$

برای ساده نمودن بیشتر محاسبات دوز پرتو می‌توان از ضریبی به نام عامل S استفاده کرد. Snyder و همکارانش داده‌های لازم فیزیکی نظیر پرتوهای نشری رادیونوکلایدها و کسرهای جذبی منابع و هدفهای مختلف یک نمونه استاندارد (Standard man) را بعنوان واژه واحدی به نام بنام عامل S تعریف نموده‌اند (۴)، که همانا عبارت از میزان دوز حاصل از ۱ میکروکوری اکتیویته بوده و به صورت زیر بیان می‌شود:

$$S(T \leftarrow S) = \frac{dD}{dt} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n \Delta_i \phi_i (T \leftarrow S) \quad \text{rad/hr} \cdot \mu\text{Ci}$$

جدول ۱: کسر خودجذبی، ϕ ، برای اندامهای مختلف بدن با انرژیهای مختلف پرتو گاما

| اندام | انرژی پرتو گاما | | | | | | |
|------------|-----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | ۱۰۰۰ | ۵۰۰ | ۲۰۰ | ۱۰۰ | ۵۰ | ۳۰ | ۱۵ |
| مثانه | ۰/۱۰۷ | ۰/۱۱۶ | ۰/۱۱۶ | ۰/۱۱۷ | ۰/۲۰۱ | ۰/۴۶۴ | ۰/۸۸۵ |
| معدده | ۰/۰۹۳ | ۰/۱۰۱ | ۰/۱۰۱ | ۰/۱۰۱ | ۰/۱۷۶ | ۰/۴۱۴ | ۰/۸۶ |
| کلیه‌ها | ۰/۰۶۷ | ۰/۰۷۳ | ۰/۰۶۸ | ۰/۰۶۶ | ۰/۱۱۲ | ۰/۲۹۸ | ۰/۷۸۷ |
| کبد | ۰/۱۴۴ | ۰/۱۵۷ | ۰/۱۵۸ | ۰/۱۶۵ | ۰/۲۷۸ | ۰/۵۴۳ | ۰/۸۹۸ |
| ریه‌ها | ۰/۰۴۵ | ۰/۰۵۱ | ۰/۰۵ | ۰/۰۴۹ | ۰/۰۸۹ | ۰/۲۳۱ | ۰/۶۶۵ |
| لوزالمعدده | ۰/۰۴ | ۰/۰۴۴ | ۰/۰۴۲ | ۰/۰۳۸ | ۰/۰۶۳ | ۰/۱۹۵ | ۰/۶۶۶ |
| استخوانها | ۰/۱۱ | ۰/۱۱۸ | ۰/۱۲۳ | ۰/۱۷۳ | ۰/۴ | ۰/۶۸۱ | ۰/۸۹۳ |
| طحال | ۰/۰۷ | ۰/۰۷۷ | ۰/۰۷۳ | ۰/۰۷۱ | ۰/۱۲۸ | ۰/۳۳۱ | ۰/۸۱۷ |
| تیروئید | ۰/۰۲۹ | ۰/۰۳۲ | ۰/۰۳۱ | ۰/۰۲۸ | ۰/۰۴۸ | ۰/۱۴۹ | ۰/۵۹۲ |
| کل بدن | ۰/۳۲۱ | ۰/۳۴ | ۰/۳۳۸ | ۰/۳۷ | ۰/۵۴۸ | ۰/۷۷۴ | ۰/۹۳۳ |

نتیجه گیری و بحث

رادیوداروهایی نظیر ^{131}I ، ^{67}Ga ، ^{201}Tl از جفت عبور کرده و بنابراین بسته به مرحله حاملگی، می‌توانند دوز نسبتاً بالایی را اعمال کنند. در اوایل حاملگی (سه ماهه اول) موقعی که عبور جفتی اندک است دوز پرتوی جنین از دوزهای تشخیصی این رادیوداروها زیر ۱ راد (یا ۱۰ میلی کوری) می‌باشد.

بعلت اینکه در آزمایشگاه پزشکی هسته‌ای مقادیر زیادی منابع رادیواکتیو باز جابجا می‌شوند موقع دوشیدن ژنراتور، تزریق یا کشیدن رادیودارو، انجام اسکن از بیمار تزریق شده احتمال پرتوگیری و آلودگی اطرافیان و بکاربرنده (تکنسین، فیزیست یا پزشک) و محیط وجود دارد. بنابراین اتخاذ تدابیری جهت به حداقل رسانیدن پرتوگیری و فراهم نمودن روشهای عملی برای اینکه فرد خود را در معرض حداقل پرتوگیری قرار داده و محیط را تا حد ممکن آلوده نکند ضروری است. برای مقاصد پزشکی هسته‌ای میزان پرتوگیری تقریباً معادل دوز جذبی بوده و می‌توان از اصول کاستن از پرتوگیری منابع خارجی (رادیوداروهای نشر کننده پرتوهای X و γ) یعنی فاصله، زمان و حفاظت استفاده کرد (۶). صرف حداقل زمان ممکن در کار با رادیوداروها (موقع دوشیدن

ژنراتور با نایستادن کنار ژنراتور، موقع تزریق کردن به بیمار ابتدا تعیین موضع کردن و سپس برداشتن سرنگ حاوی ماده رادیودارو و محاسبه میزان دوز دو برابر در موقع تکرار امتحان) - افزایش فاصله از رادیودارو متناسب با عکس مربع باعث کاهش دوز رسیده به اطرافیان می‌شود (استفاده از گیره‌های دسته‌دار بلند در موقع جابجا کردن رادیو داروها - پر نکردن کامل سرنگ از رادیو دارو و تنها پر کردن نصف آن - استفاده از کنترل از راه دور برای منابع پراکتیویته) - استفاده از وسایل حفاظتی و ظروف سربی و آینه برای مشاهده غیرمستقیم و سرنگهای حفاظدار از روشهای معمول کاستن از میزان پرتوگیری هستند. البته روپوشهای سربی معمول در رادیولوژی تشخیصی محافظ چندان کارآمدی برای کاستن از میزان پرتوگیری در پزشکی هسته‌ای محسوب نشده و توصیه نمی‌شوند. سه عامل حفاظتی بالا را می‌توان بطور خلاصه در فرمول زیر پیشنهاد کرد.

$$E_{(R)} = (n \cdot \Gamma / d^2) \cdot e^{-\mu D} \cdot t \quad \text{رونتگن}$$

E میزان پرتودهی (R)، n تعداد میلی کوری منبع، d فاصله (cm) از منبع، t زمان پرتودهی (hr)، μ ضریب تضعیف

خطی مادهٔ حفاظ (cm^{-1}) و X ضخامت مادهٔ حفاظ (cm) می‌باشند. Γ ثابت میزان پرتودهی رادیونوکلید بوده و واحد آن $\text{R.cm}^2/\text{mCi.hr}$ می‌باشد و در مورد تکنسیوم m ۹۹ مقدارش $۰/۶$ است.

References:

1. Johns H.E., Cunningham J.R., The physics of radiology, 4th Ed., Charles T., IL., 1983, 303-385.
2. Sorenson J.A., Phelps M.E., Physics in nuclear medicine, 2nd Ed., Grune & Stratton, New York, 1987, 50-112.
3. Sandler M.P., Coleman R.E., Patton J.A., Diagnostic nuclear medicine, 3rd Ed., William's & Wilkins, Baltimore, 1996, 85-101.
4. Lovinger R., Budinger T.F., Watson E.E., MIRD primer for absorbed dose calculations, Ed.,

Society of Nuclear Medicine, New York, 1997, 15-58.

5. Beir V. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation, Ed., National Research Council, Washington, DC, National Academy Press, 1990, 32-38.
6. Shapiro J. Radiation protection: a guide for scientists and physicians. 2nd Ed., Harvard university press, Cambridge, MA: 1988, 50-78.