Лабораторная расчетная работа № 7

«Определение распределения доз внешнего облучения в теле человека и вероятности возникновения детерминированных эффектов при облучении в производственных условиях»

1. Обшие положения

Для защиты от внешнего излучения важно знать распределения поглощенных и эквивалентных доз излучения в теле человека с точностью, которая будет зависеть от цели использования информации. Комиссией МКРЗ, были предложены рекомендации в отношении точности, требуемой при рутинном индивидуальном контроле внешнего излучения. В значительной степени влияют на распределения дозы - излучений следующие факторы:

- вид излучения,
- угловое и пространственное распределение падающего излучения,
- энергетический спектр падающего излучения,
- ориентация тела человека в радиационном поле,
- конфигурация и состав тела.

Пределы доз внешнего излучения определяют с помощью системы пределов: пределы эквивалентной дозы и производные пределы. Необходимо соотнести эти пределы друг с другом, и производные пределы должны быть установлены в соответствии с основными пределами, которые представляют собой общий термин для эквивалентной дозы и вторичных пределов. Для точного определения основных пределов используют величины радиационной защиты а именно: средняя эквивалентная доза в органах и тканях тела человека и эффективная доза.

Производные пределы обычно выражены в измеряемых величинах. Они называются радиометрическими величинами, если относятся к самому излучению: распространенными примерами являются поток частиц, флюенс частиц и флюенс энергии. В том случае, когда радиометрические величины сочетаются с величинами, связанными с взаимодействием излучения и вещества, возникает необходимость в дозиметрических величинах. Последние включают экспозиционную дозу, поглощенную дозу, керму и недавно определенные величины, являющиеся достаточно сложными — амбиентный, направленный и индивидуальный эквиваленты дозы.

В Публикациях 51 и 74 МКРЗ даны многочисленные примеры соотношений между различными величинами. Соотношения рассматриваемых величин называются коэффициентами конверсии, так как при определенных условиях они дают возможность преобразовать данную величину в другую. В частности, флюенс частиц, который определяет радиационное поле фундаментальным образом, используется в качестве общего знаменателя для многих коэффициентов конверсии.

2. Фантом тела человека

Стандартным фантомом тела человека для целей радиационной защиты является стандартный человек с определенными анатомическими, физическими данными и данными его химического состава. Такой детализированный гетерогенный фантом не должен быть обязательно сложным для вычисления внешнего облучения; более того, он подвержен изменениям по мере получения информации.

Первоначальные гетерогенное и математическое представления тела человека (фантом MIRD) были предложены для вычисления доз внутреннего излучения, но могут быть использованы и для вычислений доз от внешнего излучения, подобно более поздним вариантам фантома. Вследствие важности этого момента ниже предложено краткое описание первоначального варианта и способа создания фантома,

Первый фантом MIRD был аналитически определен в трех основных частях: эллиптический цилиндр, представляющий собой плечи, туловище и бедра; усеченный эллиптический конус, представляющий собой конечности (от бедра до ступней) и ступни; эллиптический цилиндр, представляющий собой голову и шею. Плечи не были отделены от туловища, ноги не были отделены друг от друга, и второстепенные органы, такие, как пальцы, конечности, уши, подбородок и нос, были опущены, но гонады были включены. Размеры фантома были выбраны таким образом, чтобы можно было представить средние размеры и массу взрослого человека из любой западной страны, которые должны были соответствовать стандартному человеку, предложенному МКРЗ.

Представления органов тела человека с помощью математических уравнений были всего лишь приближенными. В дальнейших вычислениях следует использовать многие другие геометрически простые приближенные значения. Целью разработки таких математических представлений было получение приближенного размера и формы усредненного органа с помощью нескольких математических уравнений. Для сокращения времени вычислений были использованы, насколько возможно, простые формулы, представляющие общую форму органа (как правило – эллипсоид).

В превоначальном фантоме MIRD имелись *три среды с различными плом-ностями*: область скелета, - включающая в себя кость, костный мозг и другие составляющие системы скелета; область легких; остальная часть фантома. Эти области состояли в основном из водорода, углерода, азота и кислорода. В скелете дополнительные элементы составляли около 18 % общей массы с преобладанием кальция и фосфора. В легких селективный состав ткани в некоторой степени отличался от состава других мягких тканей в остальной части фантома, так как легкие почти не содержат жира; но в них находится большая часть крови, чем в других органах тела человека. Плотности области скелета (кость плюс костный мозг), легкие и остальная часть фантома составляли приблизительно 1,5, 0,3 и 1 г·см⁻³ соответственно.

На протяжении нескольких лет этот фантом подвергался корректировке и изменениям в целях включения дополнительных органов и улучшения модели тела человека. Недавно были созданы математические фантомы для различных возрастных групп от новорожденного ребенка до взрослого человека. Основной подход к созданию этих фантомов остается прежним, как тот, который был использован при создании первоначального фантома.

Одна из трудностей, возникающих при работе с описанным выше фантомом, заключается в отсутствии половых различий: это фантомы тела мужчины, к которым могут быть добавлены женские органы. Такой подход является удовлетворительным для дозиметрии внутреннего излучения, но в других случаях он неприемлем, так как высокий коэффициент риска воздействия излучения на женские грудные железы может быть особенно значительным при внешнем излучении, а также в большей степени может влиять на эффективную эквивалентную дозу. Это привело к созданию для вычислительных целей фантомов тела взрослого человека с разделением полов ADAM и EVA. Оба эти фантома разработаны на основе фантома MIRD.

3. Геометрия облучения

На рис. 5.1 показаны некоторые геометрические условия облучения фантома тела человека. Все они связаны с широким мононаправленным пучком, в сущности, бесконечной протяжённости. Такой *пучок исходит от источни-ка излучения при бесконечном расстоянии в вакууме от фантома*.

39. Передне-задняя геометрия относится к облучению от передней части тела человека к задней части тела радиационным пучком под прямыми углами к продольной оси тела. И наоборот, задне-передняя геометрия относится к облучению от задней части тела человека к передней.

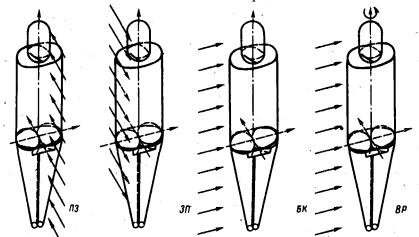


Рис. 1. Различные геометрические условия облучения фантома тела человека: $\Pi 3$ - передне-задние; 3Π - задне-передние; 5K - боковые; BP - схема вращения

Боковая геометрия рассматривает боковое облучение с каждой стороны. Эти геометрические условия предназначены для представления облучения чело-

века, положение которого фиксировано по отношению к местоположению источника излучения.

Существуют два способа определения схемы вращения, которая на рис. 1 обозначена как ВР. Из рис. 1 видно, что эта схема создается вращением тела вокруг своей продольной оси с одинаковой скоростью в широком мононаправленном пучке под прямыми углами к оси вращения. Такой же эффект возникает при вращении этого поля с одинаковой скоростью вокруг продольной оси неподвижного тела человека. Такая геометрическая схема может рассматриваться как приближение к условиям облучения человека, перемещающегося несистематически относительно местоположения источника облучения.

Плоскопараллельный или широкий мононаправленный пучок представляет собой идеальный случай, но необходимо также разработать метод измерения для пучка, который падает не под прямыми углами к продольной оси тела человека. На практике более вероятно, что человек будет облучен пучком, который расходится от точечного источника, или подвержен воздействию радиационного поля, создаваемого протяженным источником в непосредственной близости от него. Имеются некоторые данные для наклонных падающего и расходящегося пучков излучения, также сделаны предложения для использования результатов, полученных в идеализированных условиях, для неидеальных геометрических схем

Изотронное излучение возникает в радиационном поле, в котором поток частиц на единицу пространственного угла не зависит от направления излучения. Такое облучение будет проникать в тело человека, находящегося в облаке радиоактивного газа, по степени распространения, в действительности, бесконечного, хотя облучение может быть не моноэнергетическим.

4. Порядок выполнения расчета доз облучения в органах и тканях при воздействии внешнего фотонного излучения

Одной из задач данной работы является выработка навыка максимально точных расчетов для радионуклидных источников со сложным спектром фотонного излучения. В качестве справочного материала используется специализированный программный пакет Radiological Toolbox 1.0, разработанный в Ок-Риджской национальной лаборатории США. Панель, используемая для получения справочных данных по излучению нуклидов, представлена на рис. 2. При расчетах допустимо ограничить количество рассматриваемых линий излучения наиболее интенсивными — вносящими вклад в общую интенсивность излучения более 1 %. Нажав кнопку «Display» можно получить табличные значения коэффициентов конверсии (рис. 3), которые затем могут быть экспортированы в электронную таблицу EXCEL путем нажатия кнопки «Export».

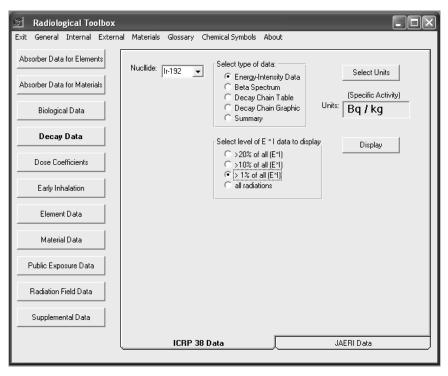


Рис.2. Панель, используемая для получения справочных данных по излучению нуклидов

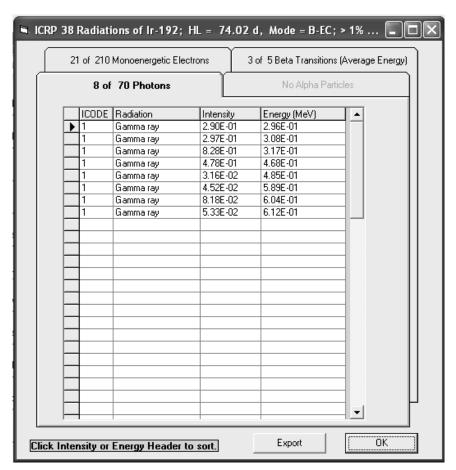


Рис. 3. Пример таблицы спектра излучения нуклида 192 Ir

Расчет мощности поглощенной дозы в органе или ткани человека при внешнем фотонном облучении должен вестись с учетом того, что коэффициенты конверсии от воздушной кермы к дозе в органе или ткани зависят как от энергии фотонного излучения, так и от геометрии облучения

$$\dot{\mathbf{D}}_{\mathrm{T}} = \sum_{i=1}^{\mathrm{i=m}} \frac{\mathbf{A} \cdot \mathbf{n}_{i}}{4\pi \mathbf{R}^{2}} \cdot \mathbf{K}_{\Phi \to K}(\mathbf{E}_{\gamma i}) \cdot \mathbf{K}_{K \to D_{\mathrm{T}}}^{\mathrm{Geom}}(\mathbf{E}_{\gamma i}), \tag{1}$$

где A — активность нуклида; n_i — выход гамма излучения с энергией $E_{\gamma i}$; R — расстояние от источника до точки расчета, см; $K_{\Phi \to K}(E_{\gamma i})$ - коэффициент конверсии от единичного флюенса гамма-излучения с энергией $E_{\gamma i}$ к воздушной керме; $K_{K \to D_T}^{Geom}(E_{\gamma i})$ коэффициент конверсии от воздушной кермы гамма-излучения с энергией $E_{\gamma i}$ к средней поглощенной дозе в органе или ткани D_T для заданной геометрии облучения. Численные значения коэффициентов конверсии $K_{\Phi \to K}(E_{\gamma i})$ и $K_{K \to D_T}^{Geom}(E_{\gamma i})$ могут быть найдены в соответствующем разделе программного пакета Radiological Toolbox 1.0 (рис. 4 — 6).

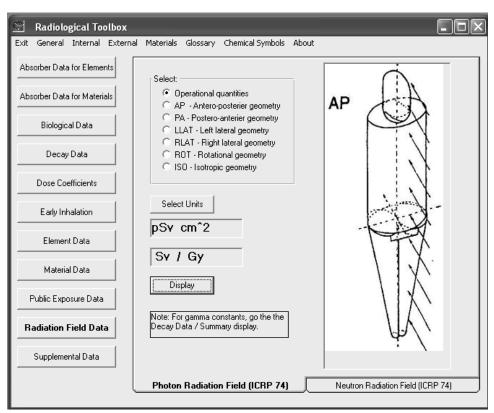


Рис. 4. Панель выбора необходимого коэффициентов конверсии $K_{\Phi \to K}(E_{\gamma i})$ и $K_{K \to D_T}^{Geom}(E_{\gamma i})$

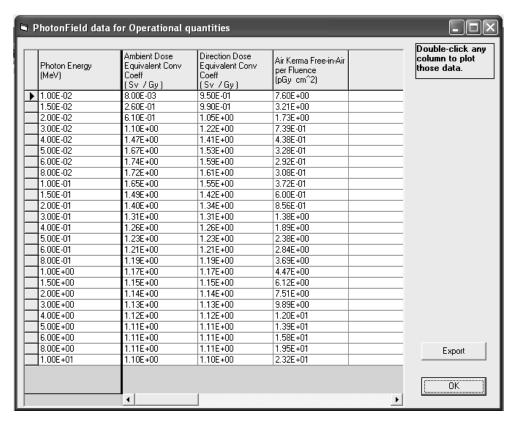


Рис. 5. Коэффициенты конверсии $K_{\Phi \to K}(E_{\gamma i})$

Photon Energy (MeV)	Urinary Bladder (Gy / Gy)	Red Marrow (Gy / Gy)	Bone Surface (Gy / Gy)	Breast (Gy / Gy)	Colo (Gy	column to plot those data.
1.00E-02	0.00E+00	2.90E-04	1.43E-03	2.23E-02	0.00	
1.50E-02	8.34E-03	4.11E-03	2.47E-02	1.86E-01	3.40	
2.00E-02	8.95E-02	1.44E-02	1.01E-01	4.65E-01	1.49	
3.00E-02	4.74E-01	6.97E-02	5.37E-01	9.58E-01	2.51	
4.00E-02	9.70E-01	2.11E-01	1.26E+00	1.30E+00	6.61	
5.00E-02	1.38E+00	4.00E-01	1.88E+00	1.52E+00	1.04	
6.00E-02	1.62E+00	5.73E-01	2.19E+00	1.64E+00	1.29	
7.00E-02	1.72E+00	6.98E-01	2.22E+00	1.68E+00	1.42	
8.00E-02	1.73E+00	7.68E-01	2.08E+00	1.67E+00	1.45	
1.00E-01	1.66E+00	8.22E-01	1.76E+00	1.60E+00	1.42	
1.50E-01	1.46E+00	8.08E-01	1.27E+00	1.45E+00	1.28	
2.00E-01	1.34E+00	7.83E-01	1.07E+00	1.36E+00	1.18	
3.00E-01	1.23E+00	7.61E-01	9.38E-01	1.26E+00	1.10	
4.00E-01	1.18E+00	7.55E-01	8.92E-01	1.21E+00	1.07	
5.00E-01	1.15E+00	7.56E-01	8.73E-01	1.18E+00	1.05	
6.00E-01	1.13E+00	7.61E-01	8.66E-01	1.16E+00	1.04	
8.00E-01	1.10E+00	7.74E-01	8.63E-01	1.14E+00	1.02	
1.00E+0	0 1.08E+00	7.87E-01	8.66E-01	1.12E+00	1.01	
2.00E+0	0 1.04E+00	8.33E-01	8.85E-01	1.10E+00	9.85	
4.00E+0	0 1.02E+00	8.77E-01	9.12E-01	1.08E+00	9.84	
6.00E+0	0 1.00E+00	9.00E-01	9.28E-01	1.07E+00	9.88	
8.00E+0	0 9.86E-01	9.16E-01	9.38E-01	1.06E+00	9.84	
1.00E+0	1 9.73E-01	9.27E-01	9.47E-01	1.04E+00	9.78	
						Export

Рис. 6. Коэффициенты конверсии $K_{K o D_T}^{AP}(E_{\gamma i})$

При выполнении задания предлагается подобрать функции, аппроксимирующие энергетическую зависимость коэффициентов конверсии $K_{\Phi \to K}(E_{\gamma i})$ и $K_{K \to D_T}^{Geom}(E_{\gamma i})$. В этом случае точность проводимых расчетов не будет снижаться за счет использования приближенных значений коэффициентов конверсии. Для подбора аппроксимирующих функций может быть использован любой подходящий программный пакет. Пример подобной аппроксимации для коэффициентов конверсии $K_{\Phi \to K}(E_{\gamma i})$ и $K_{K \to D_{KKM}}^{AP}(E_{\gamma i})$, выполненный при помощи программного пакета TableCurve, представлен на рис. 7-8.

Rank 1 Eqn 6307 y=a+blnx+c(lnx)²+d(lnx)³+e(lnx)⁴+f(lnx)⁵+g(lnx)⁶+h(lnx)⁷+i(lnx)⁸+j(lnx)⁹ r²=0.99999881 DF Adj r²=0.999997959 FitStdErr=0.0090292488 Fstat=1400208.73 a=4.4608778 b=3.6679672 c=1.0039894 d=0.068893602 e=0.023966129 f=0.029820056 g=0.010022614 h=0.00079259273 i=-0.00020935528 j=-4.0810336e-05

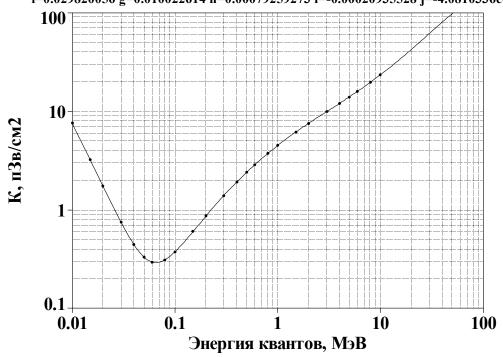


Рис. 7. Пример функциональной аппроксимации для коэффициента конверсии $K_{\Phi \to K}(E_{\gamma i})$

Rank 1 Eqn 7209 y= $(a+clnx+e(lnx)^2+g(lnx)^3+i(lnx)^4+k(lnx)^5)/(1+blnx+d(lnx)^2+f(lnx)^3+h(lnx)^4+j(lnx)^5)$ $r^2=0.999987745$ DF Adj $r^2=0.99997549$ FitStdErr=0.00152629756 Fstat=97919.4474 a=0.78701921 b=0.82838039 c=0.71231724 d=0.37026729 e=0.35614161 f=0.11704325

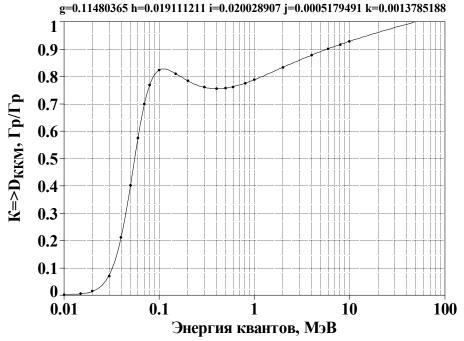


Рис. 7. Пример функциональной аппроксимации для коэффициента конверсии $K_{K\to D_{KKM}}^{AP}(E_{\gamma i})$ при облучении красного костного мозга в переднезадней геометрии.

5. Детерминированные эффекты

Детерминированные эффекты у человека могут быть результатом общего или локального облучения ткани, вызывающего гибель некоторой части клеток, которая не может быть скомпенсирована размножением жизнеспособных клеток. Происшедшая потеря клеток может вызвать тяжелое и обнаруживаемое клинически нарушение функции ткани или органа. Следовательно, можно ожидать, что степень тяжести наблюдаемого эффекта зависит от дозы. Должен существовать порог, ниже которого потеря клеток слишком мала, чтобы заметно нарушить функцию ткани или органа. Размножающиеся клетки в здоровой ткани находятся в динамическом равновесии, и это равновесие нарушается излучением. Клетки различаются по способности погибнуть от излучения, задержке деления и другим изменениям развития клетки в ходе клеточного цикла. Соответственно выжившая популяция не только будет первоначально состоять главным образом из устойчивых к излучению клеток, но изменится также распределение клеток на каждой стадии клеточного цикла. В то же время пока одни клетки восстанавливаются от повреждения, другие неповрежденные клетки будут размножаться в ткани. В конечном счете, если доза не слишком велика, ткань должна была быть полностью регенерировать, сохраняя по существу неповрежденной свою функциональную целостность. Эти, изменения зависят от мощности, с которой доза была сообщена.

Ткани различаются по чувствительности к ионизирующему излучению. Одними из наиболее радиочувствительных тканей являются яичники и семенники, костный мозг и хрусталики глаз. В общем зависимость доза - частота возникновения эффекта при построении в линейном масштабе будет для этих тканей иметь *сигмоидную* форму, причем по мере возрастания дозы эффект проявляется чаще.

Для описания зависимости *вероятности возникновения детерминирован- ных* эффектов от дозы облучения (формы *сигмоидной* кривой) ранее использовались кумулятивные кривые нормального или логнормального распределения. В настоящее время для описания последствий радиационных аварий используется т.н. *функция Вейбулла*

$$R = 1 - e^{-H} \,, \tag{2}$$

$$H = \ln 2 \cdot \left(\frac{D}{D_{50}}\right)^V,\tag{3}$$

где R — вероятность того, что часть облученной популяции обнаружит определенный детерминированный эффект; D_{50} — доза, при которой ожидается, что у 50 % популяции будет наблюдаться проявление данного эффекта; V — параметр, определяющий "крутизну" проявления данного эффекта.

При низких дозах необходимо введение определенного искусственного порога T. В противном случае могут быть предсказаны чересчур большие величины возникновения детерминированных эффектов, когда миллионы людей (население страны) подвергнется облучению в малых дозах. Для большинства детерминированных эффектов, обусловленных воздействием излучения с низкой ЛПЭ, доза облучения, полученная при низкой мощности дозы или отдельными фракциями значительно менее эффективна, чем такая же доза, полученная за короткий интервал с высокой мощностью дозы. Учет влияния мощности дозы производится модификацией величины D_{50} с изменением

мощности дозы D

$$D_{50}(D) = \Theta_{\infty} + \frac{\Theta_1}{D}.$$
 (4)

Параметр Θ_{∞} соответствует величине D_{∞} , полученной при остром (в течение нескольких мин) облучении. Параметр Θ_1 описывает, как величина D_{50} варьируется с изменением мощности дозы.

При рассмотрении возникновения детерминированных эффектов, создаваемых излучением с высокой ЛПЭ, величины дозы D и мощности дозы D в уравнениях (2) и (3) должны быть умножены на величину ОБЭ (относительной биологической эффективности), величина которой определяется видом

облучаемых органов и типом излучения. Величина ОБЭ определяется по имеющимся клиническим и лабораторным данным.

Наибольший интерес в качестве излучения с высокой ЛПЭ представляют нейтроны (аварии с нарушением критичности) и α-излучение (ингаляция значительных активностей α-излучающих радионуклидов).

Параметры, описывающие возникновение детерминированных эффектов в органах и тканях человека представлены в табл. 1.

Таблица 1. Параметры, описывающие возникновение детерминированных эффектов в органах и тканях человека

Симптом	Орган	Θ _∞ , Γp	Θ_{∞} ,	Форм-	ОБЭ	Порог					
	_	• 1	Гр ² ·ч ⁻¹	фактор	(а-изл)	Т, Гр					
			1 1	V	(37 2232)	, 1					
Смертность											
Желудочно-кишечный		•									
синдром:											
Внешнее облучение	Тонк. киш.	15	-	10	-	9,8					
Внутреннее облучение	Толст.киш.	35	-	10	-	23					
Пневмония	Легкие	10	30	7	7	5,5					
Костномозговой Синдром:					(1,5						
					нейтр.						
Без мед. помощи	KKM	3	0,07	6	2	1,5					
С мед. помощью	KKM	4,5	0,1	6	2	2,2					
Гибель плода (зародыша)	Плод										
	1-18 сут	1	0,02	2	2	0,12					
	18-150 сут	1,5	0,03	3	2	0,37					
	150-270 сут	3	0,07	6	2	1,5					
Заболеваемость											
Продромальные синдромы:											
Тошнота	ЖКТ	2	0,2	3	-	0,49					
Понос	ЖКТ	3	0,2	2,5	-	0,55					
Фиброз легких	Легкие	5	15	5	7	2,7					
Ожоги кожи	Кожа	20	5	5	-	8,6					
Гипотиреодизм	Щит. жел.	60	30	1,3	-	2,3					
Тиреодит (выжигание)	Щит. жел.	1200	-	2	-	140					
Катаракта	Хрусталик	3	0,01	5	-	1,3					
Подавление половой ф-ии:											
Овуляции	Яичники	35	0,3	3	-	0,85					
Сперматогенеза	Яички	0,7	_	10	-	0,46					
Отставание в умственном	Плод	1,0	-	2	-	0,12					
развитии (~ 30 IQ/Гр)	8-15 нед										

6. Порядок выполнения расчетной лабораторной работы

- 1. Получите у преподавателя индивидуальное задание для выполнения расчетной работы.
- 2. Произведите расчеты доз облучения на органы и ткани от всех источников облучения человека в производственных условиях.

- 3. Просуммируйте дозы на органы и ткани от всех источников для использования этих данных.
- 4. Рассчитайте вероятность возникновения детерминированных эффектов в органах и тканях, указанных в индивидуальном задании.
- 5. Отчет должен содержать:
- Исходное индивидуальное задание.
- Обоснование выбора численных значений используемых параметров.
- Результаты расчетов и их интерпретацию.
- Расчетные файлы с пояснениями и комментариями.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- 1. Глоссарий по радиационной безопасности. Safety series No 76. МАГАТЭ. Вена. 1986.
- 2. Голутвина М.М., Абрамов Ю.В. Контроль за поступлением радиоактивных веществ в организм человека с их содержанием. М.: Энергоатомиздат. 1989.
- 3. Гусев Н.Г., Беляев В.А. Радиоактивные выбросы в биосфере. М.: Энергоатомиздат. 1986.
- 4. Данные для использования при защите от внешнего излучения. Публикация 51 МКРЗ. М.: Энергоатомиздат. 1993.
- 5. Источники, эффекты и опасность ионизирующей радиации. Доклад НКДАР ООН за 1988 г. М.: Мир, 1992. Т.2.
- 6. Кеирим-Маркус И.Б. Эквидозиметрия. М.: Атомиздат. 1980.
- 7. Кириллов В.Ф., Книжников В.А., Коренков И.П. Радиационная гигиена М.: Медицина. 1988.
- 8. Козлов В.Ф. Справочник по радиационной безопасности. М.: Энергоатомиздат. 1999.
- 9. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99). СП 2.6.1.758-99. Минздрав России. 1999.
- 10. Общие принципы радиационной защиты персонала. Публикация 75 МКРЗ. Екат.: УРАЛРЭСЦЕНТР. 1999.
- 11. Рекомендации Международной комиссии по радиологической защите 1990 года. Публикация 60 МКРЗ. Пределы годового поступления радионуклидов в организм работающих, основанные на рекомендациях 1990 года. Ч.1; Публикация МКРЗ 61. М.: Энергоатомиздат, 1994.
- 12. Рекомендации Международной комиссии по радиологической защите 1990 года. Публикация 60 МКРЗ. М.: Энергоатомиздат, 1994. Ч.2.
- 13. Уроки аварий на промышленных облучательных установках. МАГАТЭ. Вена. 1997.
- 14. Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation. A Joint Report with ICRU. ICRP Publication 74. Annals of the ICRP **26** (3-4), Pergamon Press, Oxford. 1996.

- 15. External Exposure to Radionuclides in Air, Water and Soil. Federal Guidance Report No 12. Environmental Protection Agency. USA. 1993.
- 16. Health Risks from Low-Level Environmental Exposure to Radionuclides. Federal Guidance Report No 13. Part 1 Interim Version. Environmental Protection Agency. USA. 1998.
- 17. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. Safety series No 115. IAEA. Vienna. 1996.
- 18. Lessons Learned from Accidents in Industrial Radiography. Safety Report Series No 7. IAEA. Vienna. 1996.