

ФИЗИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ОЦЕНКИ ЛУЧЕВЫХ НАГРУЗОК ПРИ СОВРЕМЕННЫХ РЕНТГЕНОДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

Блинов Н.Н. (мл)
ЗАО "Амико"

Рентгенодиагностическая техника к началу XXI века как и прежде является доминирующей в диагностике заболеваний человеческого организма. Несмотря на бурное развитие новых видов интроскопии (РКТ, МРТ, УЗИ, ИК-диагностика, эндоскопия) до сих пор более 60% диагнозов устанавливается или подтверждается с помощью рентгенологических исследований. При этом более 70% надфоновой дозы облучения человечества приходится на рентгенодиагностические исследования.

К 2000 году все традиционные методы снижения лучевой нагрузки были практически исчерпаны: во всех методах рентгенодиагностики был почти достигнут принципиальный физический предел снижения дозы, определяемый квантовыми флуктуациями рентгеновского излучения. Новый подход, заключающийся в переходе от аналоговых к дискретным компьютерным средствам формирования рентгеновских изображений, позволяет в ряде случаев преодолеть, или, точнее, отодвинуть этот предел при существенном повышении диагностических возможностей.

К настоящему времени цифровые методы преобразования рентгеновских изображений победили пленочные регистраторы практически во всех методах рентгенодиагностики.

Широкие возможности, предоставляемые новыми системами детектирования, требуют новых подходов к важнейшей задаче лучевой диагностики – минимизации дозы облучения при исследовании. Новизна этих подходов, помимо повышения чувствительности цифровых детекторов в несколько раз, опреде-

ляется также и тем, что с переходом к цифровым методам появляется новое понимание основных параметров рентгенодиагностических аппаратов (РДА), характеристик медицинских цифровых рентгеновских изображений, а также их связи с дозой облучения пациента.

Целью настоящей работы являются исследование методов расчета и регистрации эффективной дозы облучения пациента в новых условиях исследования при рентгенодиагностике на аппаратах нового поколения.

Необходимость введения понятия эффективной дозы (ЭД) продиктована стремлением найти некий критерий вредного воздействия ионизирующих излучений на организм человека при неомогенном облучении. Соответственно, такое понятие должно содержать, помимо данных об общей дозе облучения, информацию о воздействии излучения на все основные органы человека, а также сведения о размерах облучаемой зоны и качественном составе излучения.

Определение ЭД облучения пациентов при рентгенодиагностических исследованиях регламентировано международными рекомендациями МКРЗ [1] и санитарными нормами РФ. Сложность определения ЭД заключается в необходимости обеспечения измерений в тканеэквивалентных фантомах, имитирующих не только основные органы, но и возрастные особенности человека.

Естественная составляющая эффективной дозы за счет радиационного фона имеет величину порядка 1,0–2,0 мЗв/год, а искусственная антропогенная составляющая добавляет

порядка 1,5–3,0 мЗв/год, т.е. практически удваивает облучение людей, эволюция которых во все времена происходила под действием естественного радиационного фона.

Эффективная доза, как физическая величина принята сравнительно недавно (1977) и является наиболее адекватным критерием оценки степени радиационного воздействия на человека при неравномерном его облучении. При рентгенологических обследованиях имеет место именно неравномерное облучение.

Итак, в соответствии с ОСПОРБ-99 [2], эффективная доза E – это условная величина, характеризующая риск появления отдаленных последствий при облучении тела человека или отдельных его органов или тканей. Величина E определяется как сумма произведений эквивалентных доз в основных 12 органах и взвешивающих коэффициентов для данных органов:

$$E = \sum H_T \cdot W_T, \quad (1)$$

где W_T – взвешивающий коэффициент для T -органа, H_T – эквивалентная доза облучения T -органа, определяемая в свою очередь, как $H_T = D_T \cdot K$, где D_T – поглощенная доза облучения T -органа, K – коэффициент качества данного излучения (для рентгеновского излучения медицинского диапазона энергий принимается равным единице).

Величины взвешивающих коэффициентов W_T приведены в рекомендациях МКРЗ и утверждаются действующими санитарными правилами. По мере накопления информации о вредном воздействии излучения они периодически пересматриваются. В основу действующих ОСПОРБ-99 легли рекомендации МКРЗ 1990 года [1].

Эффективная доза не может быть измерена непосредственно. Для этого необходимо было бы получить значение поглощенных доз в декларированном ряде критических органов человека по ряду, указанному МКРЗ, произвести умножение каждого значения на коэффициенты веса и получить суммарное значение. При этом ЭД не может быть аналитически выражена, т.к. доза, поглощенная в каждом органе, зависит, в свою очередь, от процессов многократного рассеяния в организме, которое для непрерывного тормозного спектра невозможно аналитически рассчитать.

Существуют различные биологические методы оценки ЭД. Например, известна модель определения ЭД по количеству хромосомных aberrаций [8]. Коллективом под руководством

проф. Р.В. Ставицкого разработана модель связи эквивалентной дозы с биологическими характеристиками крови [7]. Эти методы обладают своими достоинствами и недостатками, однако их подробный анализ выходит за рамки настоящей работы.

Поскольку непосредственное измерение ЭД невозможно, приходится пользоваться данными, полученными на основе достаточно сложных фантомных измерений. Такие измерения проводились в ряде медицинских центров с использованием тканеэквивалентных фантомов в условиях, максимально приближенных к реальным [3–6]. В процессе экспериментов изменялись значения анодного напряжения, размеры рабочего поля, фокусное расстояние. Доза, поглощенная в "органах" фантома, измерялась термомюлюминесцентными тканеэквивалентными дозиметрами на основе LiF. По полученным данным вычислялась эффективная доза для различных режимов исследований и других входных данных. Для общности результатов все полученные значения ЭД при-

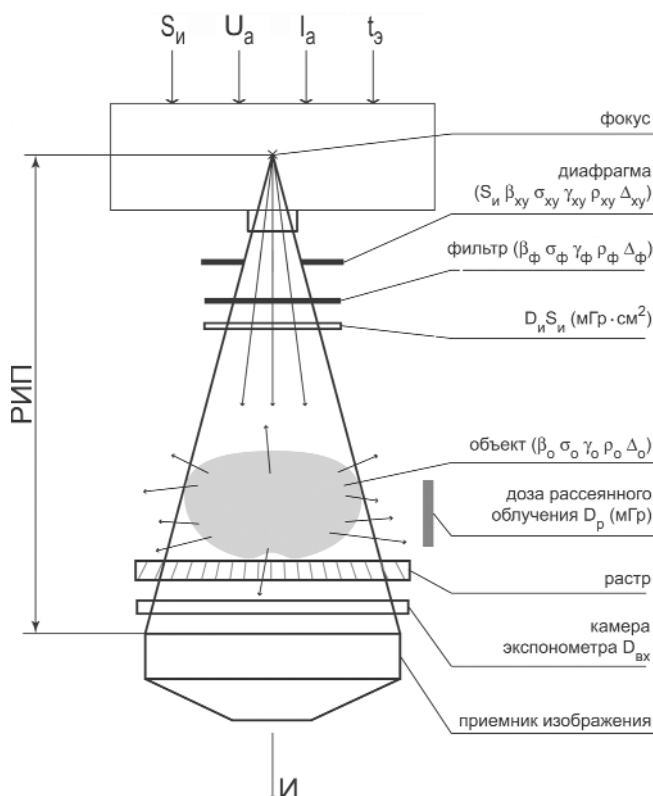


Рис. 1. Геометрия преобразования рабочего пучка излучения при рентгенодиагностическом исследовании

нято относить к количеству электричества в экспозиции и выражать в мЗв/мАс.

При наличии значительного количества опубликованных экспериментальных таблиц для определения ЭД остается выбрать один из методов расчета по параметрам, как измеряемым в процессе данного исследования, так и предварительно заданным входным параметрам.

Проанализируем и сопоставим существующие известные физические модели определения ЭД и рассмотрим подробнее некоторые недостаточно изученные, в зависимости от измеряемой при исследовании величины. На рис. 1 приведена схема преобразования энергии в процессе рентгенодиагностических исследований, где греческими буквами обозначены входные параметры рассматриваемых ниже моделей.

1. Модель определения ЭД по измерению радиационного выхода излучателя R

$$E = \frac{R\Psi_p(\beta_o, \beta_v, \beta_{xy}, \beta_n, \beta_\phi)}{r^2}. \quad (2)$$

Здесь Ψ_p – функция, зависящая достаточно сложным образом от условий проведения исследования, определяемых коэффициентами, зависящими от: β_o – исследуемого объекта, β_v – возраста пациента, β_{xy} – размера рабочего поля в плоскости объекта, β_n – анодного напряжения на трубке, β_ϕ – общей фильтрации излучения. На практике функция Ψ_p представляется в виде таблиц с набором коэффициентов K_p для каждого набора входных условий. Если

$$p(\beta_o, \beta_v, \beta_{xy}, \beta_n, \beta_\phi) = K_p, \quad (3)$$

то ЭД определяется по конечной формуле:

$$E = K_p \frac{R}{r^2}. \quad (4)$$

2. Модель определения ЭД по измерению произведения выходной дозы излучателя D_u на площадь S_u облучаемой поверхности

$$E = D_u S_u \Psi_u(\gamma_o, \gamma_v, \gamma_p, \gamma_n, \gamma_\phi), \quad (5)$$

где γ_o – коэффициент, зависящий от исследуемого объекта, γ_v – фактор возраста, γ_p – коэффициент, определяемый фокусным расстоянием, и коэффициенты, зависящие от энергии излучения: γ_n – от анодного напряжения, γ_ϕ – от

собственной фильтрации.

Сравнивая между собой модели 1 и 2, можно заметить, что разница между ними состоит, по существу, лишь в инструментальном обеспечении измерения излучения на выходе излучателя: в одном случае дозиметром измеряется мощность дозы (радиационный выход) R привязанная к уставкам аппарата, в другом произведение дозы на площадь $D_u S_u$ с помощью проходной камеры интегратора дозы. Между этими величинами существует зависимость

$$D_u S_u = R t_{\text{эк}} \chi y$$

Все коэффициенты β при этом совпадают с коэффициентами γ .

$$\beta_o = \gamma_o; \beta_v = \gamma_v; \beta_n = \gamma_n; \beta_\phi = \gamma_\phi.$$

Модели 1 и 2 широко применяются на практике. На их основе разработаны действующие методические указания МЗ РФ "Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях" [9]. Выпускаются серийно приборы, позволяющие измерять с помощью проходной ионизационной камеры произведение дозы на площадь с выхода диафрагмы рентгеновского аппарата, например дозиметр "ДРК-1" НПП "Доза".

3. Модель определения ЭД по измерению экспозиционной дозы $D_{\text{вх}}$ в плоскости приемника

$$E = D_{\text{вх}} \Psi_{\text{вх}}(\sigma_o, \sigma_v, \sigma_p, \sigma_n, \sigma_\phi), \quad (6)$$

где σ_o, σ_v – коэффициенты, определяемые исследуемым объектом и возрастом пациента, σ_{xy} – определяет размеры рабочего поля по осям x и y ; σ_ϕ, σ_n – зависят от фильтрации и анодного напряжения.

В большинстве РДА существует устройство для измерения экспозиционной дозы во входной плоскости приемника $D_{\text{вх}}$. Это автоматический экспонометр, прекращающий экспозицию после накопления дозы, определяемой чувствительностью приемника изображения. При измерении ЭД по общепринятым моделям 1 и 2 и сопоставлении определенной ЭД и дозы накопленной в камере экспонометра можно построить экспериментальную зависимость E от $D_{\text{вх}}$. Данная модель применима, например, в случаях, когда РДА не оборудован измерителем произведения выходной дозы излучателя на площадь.

4. Модель определения ЭД по измерению дозы рассеянного объектом излучения D_{pi}

$$E = D_{pi} \Psi_{pi}(\rho_o, \rho_v, \rho_p, \rho_n, \rho_{\phi}). \quad (7)$$

Индексы соответствуют п. 2 и 3. Эта модель также не требует измерителя произведения выходной дозы излучателя на площадь, однако требует наличия специального дозиметра для измерения рассеянного объектом излучения. Модель позволяет установить измерительную камеру дозиметра вне зоны рабочего пучка и измерять D_{pi} непосредственно в процессе исследования без искажения рентгеновского изображения.

В процессе эксперимента, определяя ЭД по общепринятым моделям или измеряя по фантому термолюминесцентными дозиметрами и пересчитывая по установленной методике и измеряя дозу рассеянного излучения на определенном расстоянии от объекта, можно пос-

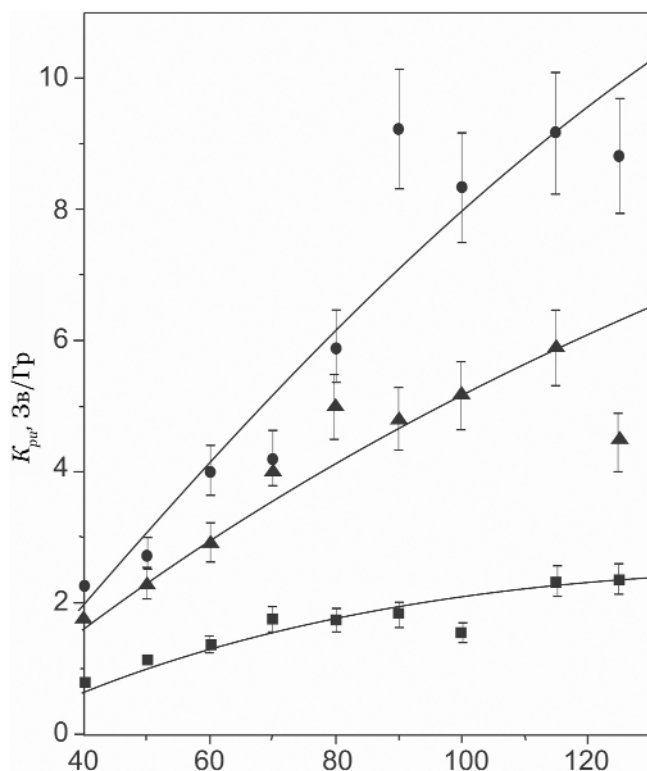


Рис. 2. Зависимость $K_{pi} = E/D_{pi}$ (отношения эффективной дозы E к дозе рассеянного излучения D_{pi}) от анодного напряжения для: 1 – черепа; 2 – желудка; 3 – легких

троить экспериментальную зависимость E от D_{pi} для различных типов исследования. На рис. 2 показана измеренная экспериментально для разных органов зависимость отношения ЭД к дозе рассеянного от объекта излучения, от высокого напряжения на аппарате.

Данный метод может быть полезен в случаях, когда РДА не может быть оборудован измерителем произведения выходной дозы излучателя на площадь, а определение радиационного выхода по параметрам экспозиции невозможно, как, например, в случае сканирующего флюорографического аппарата.

5. Модель определения ЭД по измерению экспозиции, т.е. количества электричества, прошедшего через рентгеновскую трубку $I_a \cdot t_{\text{экс}}$

$$E = \frac{I_a \cdot t_{\text{экс}} \cdot U_a^n (\Delta_o, \Delta_v, \Delta_{xy}, \Delta_{\phi})}{r^2} \quad (8)$$

Δ_o, Δ_v – факторы, определяемые объектом съемки и возрастом, Δ_{xy} – коэффициент, учитывающий размеры рабочего поля, Δ_{ϕ} – коэффициент, учитывающий фильтрацию излучения, U_a – анодное напряжение, n – показатель степени: эмпирически получено, что в условиях диагностики n принимает значения от 2 до 4. В первом приближении можно считать, что E в неко-

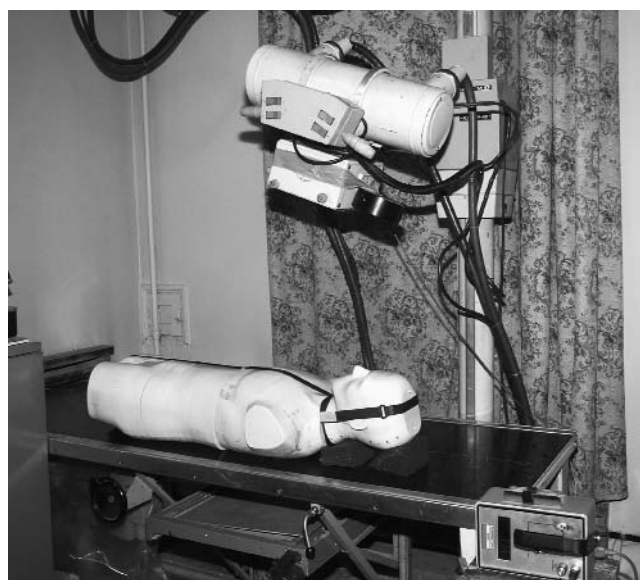


Рис. 3. Общий вид станда для экспериментальных фантомных исследований дозовых нагрузок

Таблица 1

**Удельные эффективные дозы облучения пациентов при рентгенографии
с фокусным расстоянием 1 м и при рекомендуемом размере кассеты (x,y)**

Наименование органов	Эффективная доза, мкЗв/мАс		Рекомендуемый размер кассеты, см
	70кВ	80кВ	
Череп, прямая	2,4	3,0	24 × 30
Череп, боковая	1,6	2,5	24 × 30
Череп, аксиальная	2,8	3,8	24 × 30
Придаточные пазухи, прямая	2,8	3,8	24 × 30
Придаточные пазухи, боковая	2,8	3,8	24 × 30
Кости носа	1,5	2,0	18 × 24
Нижняя челюсть	1,5	2,0	18 × 24

торых пределах возрастает пропорционально произведению $xу$. Данный метод также широко применяется на практике. На его основе были в свое время разработаны методические рекомендации МЗ РФ "Контроль доз облучения пациентов при рентгенологических исследованиях" [10] и выпущен в серийное производство прибор для индикации дозы "Индор-С". К недостатку данной модели можно отнести отсутствия привязки электрической экспозиции аппарата к реальному радиационному выходу, зависящему от состояния трубки и ряда других факторов.

При разработке планов органоавтоматики аппаратов "Медикс-Р" и "Телемедикс-Р" у нас возникла необходимость расширить известные таблицы в связи с тем, что современные питающие устройства имеют другой спектральный выход излучения (из-за среднечастотной схемы выпрямления) и другой шаг уставок напряжения.

В соответствии с указанными моделями были построены экспериментальные рабочие таблицы для определения ЭД по измеренному значению экспозиции при рентгенографии на среднечастотных РДА для всего применяемого

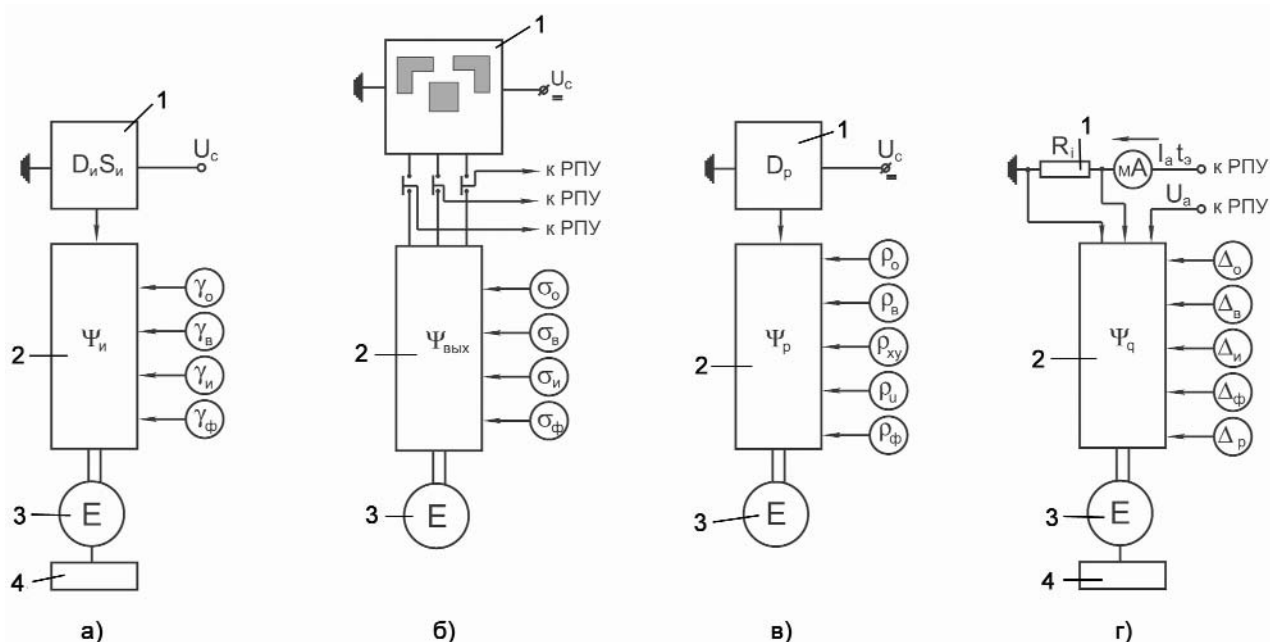


Рис. 4. Блок-схемы систем индикаторов ЭД при: а) измерении $D_u S_u$; б) измерении экспозиционной дозы в плоскости приемника $D_{вх}$; в) измерении рассеянного излучения $D_{ру}$; г) измерении экспозиции $I_a t_{экс}$. Обозначения: 1 – измерительный детектор, 2 – вычислительный блок, 3 – дисплей, 4 – принтер

диапазона анодных напряжений (от 40 до 125 кВ) при исследовании 52 органов. Эксперименты проведены на тканеэквивалентных фантомах человеческого тела – костно-парафиновом фантоме ВНИИИМТа и пластмассовом дозиметрическом фантоме типа Alderson. На рис.3 показана фотография стенда для фантомных измерений эквивалентных доз.

В табл.1 приведен пример такой таблицы для удельных значений E при заданных размерах рабочего поля, $U_a = 70$ кВ и $U_a = 80$ кВ, $r = 100$ см, для среднего мужчины (масса 75 кг, рост 175 см), возраста более 19 лет, при фильтрации 2 мм Al.

К сожалению, размер настоящей статьи не позволяет привести полный объем расширенных таблиц.

Проведенный анализ методов расчета эффективной дозы облучения пациентов позволяет предложить алгоритмы, программные и аппаратные средства для её определения в соответствии с описанными моделями. На рис. 4 приведены возможные блок-схемы аппаратных систем регистрации ЭД при рентгенодиагностических исследованиях в соответствии с рассмотренными моделями.

В заключение следует отметить, все описанные методы обеспечивают примерно одинаковую точность оценки ЭД, и при этом нет реальных оснований ограничивать возможности современных рентгенодиагностических аппаратов, в законодательном порядке обязывая производителей выбирать какую-то одну из рассмотренных моделей.

Список литературы

1. Рекомендации Международной комиссии по радиологической защите (МКРЗ) 1990 года. Публикация 60. –М.: Энергоатомиздат, 1994.
2. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности (ОСПОРБ-99) –М.: Минздрав РФ, 2000.
3. Методика расчета эквивалентных доз облучения пациентов при рентгенодиагностических исследованиях. Воробьев Е.И., Ставицкий Р.В., Иванов В.И. и др. –М., 1984.
4. Медицинская рентгенология. Под ред. Р.В. Ставицкого. –М.: МНПИ, 2003, 344 с.
5. Рабкин М.Х., Ставицкий Р.В., Блинов Н.Н., Васильев Ю.Д. Тканевые дозы при рентгенологических исследованиях. –М.: Медицина, 1985.
6. Ставицкий Р.В., Блинов Н.Н., Рабкин И.Х., Лебедев Л.А. Радиационная защита в медицинской рентгенологии. –М.: Кабур, 1994.
7. Кровь – индикатор состояния организма и его систем. Под ред. Р.В. Ставицкого. –М.: МНПИ, 1999.
8. Pohl-Ruling et al. Late biological effect of ionizing radiation. V2. Vienna, 1978
9. Методические указания по методам контроля МУК 2.6.1.962-00 "Контроль эффективных доз облучения пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях" –М.: Минздрав РФ, 2000
10. Методические рекомендации №97/159 "Контроль доз облучения пациентов при рентгенологических исследованиях" –М.: Минздрав РФ, 1998.