

Критический анализ существующего подхода к расчету стационарной защиты в рентгеновских кабинетах

В.Ю. Голиков

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева, Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, Санкт-Петербург, Россия

В статье продемонстрированы недостатки существующей методологии расчета стационарной защиты рентгеновских кабинетов, изложенной в СанПиН 2.6.1.1192-03. Показано, что алгоритм расчета коэффициента ослабления барьером не учитывает особенности ослабления разных компонентов рентгеновского излучения: прямого, рассеянного и излучения утечки, которые отличаются областью возникновения, интенсивностью, энергетическим спектром и другими параметрами. Вместо этого используется единая формула для всех компонентов, а отличия в их ослаблении учитываются параметром, значения которого для разных компонентов излучения никак не обоснованы и вызывают сомнения. В расчете также не учитывается распределение рабочей нагрузки рентгеновских аппаратов по напряжению на трубке и существенное ослабление прямого рентгеновского излучения дополнительными конструкциями, необходимыми для получения изображения. Рекомендуются для проектирования защиты в СанПиН 2.6.1.1192-03 значения радиационного выхода рентгеновских аппаратов в 2–3 раза завышены по отношению к измеряемым на практике значениям. Все это приводит, как правило, к необоснованному завышению расчетной толщины стационарной защиты в рентгеновских кабинетах и, соответственно, к неоптимальному расходованию средств на здравоохранение. Необходима подготовка нового документа в части, касающейся методологии расчета стационарной защиты взамен методологии, представленной в СанПиН 2.6.1.1192-03.

Ключевые слова: рентгеновский кабинет, стационарная защита от излучения, коэффициент ослабления, прямое излучение, рассеянное излучение, медицинские исследования.

Источники излучения в рентгеновских кабинетах

При расчете стационарной защиты рентгеновских кабинетов рассматривают 3 источника излучения: первичное, рассеянное и излучение утечки [1, 2].

Первичное излучение представляет собой излучение широкого энергетического спектра, испускаемого рентгеновской трубкой. Оно состоит из фотонов, не испытавших взаимодействия с телом пациента, конструкциями аппарата, приемника изображения и т.п. Интенсивность первичного излучения на несколько порядков величины больше, чем рассеянного или излучения утечки. В большинстве случаев при выполнении рентгеновских исследований первичный пучок излучения полностью экранируется телом пациента, что приводит к его значительному поглощению (наиболее важное исключение – рентгенография конечностей). Если типичная входная доза на поверхности тела пациента составляет около нескольких мГр, то доза на выходе из его тела (на входе приемника изображения) измеряется в мкГр. Кроме того, при прохождении через тело пациента существенно ужесточается спектр излучения. Так, например, интенсивность рентгеновского излучения с напряжением на трубке 85 кВ

и общей фильтрацией 3,5 мм Al после прохождения 16 см мягких тканей и 2 см кости уменьшается приблизительно в 300 раз. При этом средняя энергия его спектра увеличивается с 47 кэВ на входе в тело пациента до 62 кэВ на выходе из него.

Рассеянное излучение неизбежно возникает в процессе выполнения медицинского исследования как результат комптоновского взаимодействия первичного излучения с телом пациента и окружающими предметами. Интенсивность рассеянного излучения зависит от используемых размеров поля первичного излучения, характеристик его спектра и угла рассеяния. Значение кермы в воздухе рассеянного излучения в общем случае составляет от 10^{-5} до 10^{-6} от значения кермы падающего на пациента излучения, рассчитанного на 1 см^2 площади падающего пучка.

Излучение утечки возникает из-за того, что фотоны испускаются мишенью трубки во всех направлениях. Его интенсивность определяется при максимально возможном напряжении на трубке (140–150 кВ) и ограничивается для диагностических аппаратов (кроме дентальных) значением мощности кермы в воздухе на расстоянии 1 м

Голиков Владислав Юрьевич

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева.

Адрес для переписки: 197101, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: sg235@rambler.ru

от фокуса трубки 1 мГр/ч. Это ограничение достигается экранированием кожуха трубки с помощью 2,1–2,5 мм свинца. Большинство рентгенологических исследований выполняется при напряжениях на трубке менее 100 кВ. Поэтому в реальности интенсивность излучения утечки будет значительно меньше, чем интенсивность, определенная при максимально возможном напряжении на трубке. При напряжении на трубке 80 кВ мощность кермы в воздухе, обусловленная излучением утечки, будет составлять около 14 мкГр/ч, что в 70 раз меньше, чем граничное значение 1 мГр/ч. Вообще на практике среди двух компонентов вторичного излучения, утечки и рассеянного на 90 градусов интенсивность последнего значительно больше (от 10 раз при напряжении на трубке 140 кВ до 10⁸ раз при напряжении на трубке 50 кВ). Таким образом, основное внимание необходимо уделять расчету защиты от прямого и рассеянного излучения.

История вопроса

Требования к параметрам и существующий алгоритм расчета толщины стационарной защиты рентгеновского кабинета изложены в СанПиН 2.6.1.1192-03¹: «Расчет радиационной защиты основан на определении кратности ослабления K мощности поглощенной дозы D_0 рентгеновского излучения в воздухе в данной точке в отсутствие защиты до значения допустимой мощности поглощенной дозы ДМД в воздухе:

$$K = \frac{D_0}{\text{ДМД}} = 10^3 \cdot \frac{R \cdot W \cdot N}{\text{ДМД} \cdot 30 \cdot r^2}, \text{ отн. ед.} \quad (1)$$

где: R – радиационный выход рентгеновского аппарата, мГр·м²/(мА·мин);

W – номинальная рабочая нагрузка рентгеновского аппарата, (мА·мин)/нед.;

N – коэффициент направленности излучения, отн. ед.;

30 – значение нормированного времени работы рентгеновского аппарата в неделю при односменной работе персонала группы А (30-часовая рабочая неделя), ч/нед.;

r – расстояние от фокуса рентгеновской трубки до точки расчета, м;

10³ – множитель перевода мГр в мкГр».

Этот алгоритм не учитывает особенности ослабления разных компонентов рентгеновского излучения: прямого, рассеянного и излучения утечки, которые отличаются областью возникновения, интенсивностью, энергетическим спектром и другими параметрами (рис. 1). Вместо этого используется единая формула (1) для всех компонентов, а отличия в их ослаблении учитывается параметром N , значения которого для разных компонентов излучения никак не обоснованы и вызывают сомнения.

СанПиН 2.6.1.1192-03 был опубликован и вступил в действие 20 лет назад и, по-видимому, в значительной мере основывался на данных Публикации № 49 NCRP [2]. Данные и методология расчета стационарной защи-

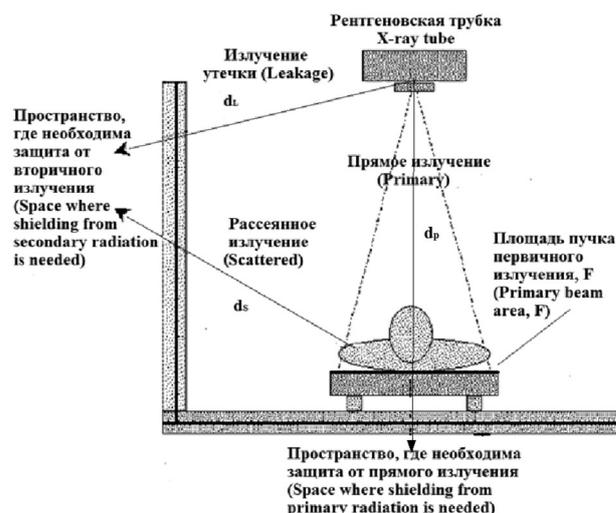


Рис. 1. Схематическая иллюстрация компонентов излучения в рентгеновском кабинете [1]

[Fig. 1. Schematic illustration of radiation components in an X-ray room [1]]

ты, представленные в Публикации № 49 NCRP, большей частью базируются на результатах измерений 1960–1970-х гг., выполненных на однофазных рентгеновских аппаратах, или расчетных исследований, выполненных в предположении узкого пучка излучения [3–6]. Они ограничены пригодны для современных аппаратов с трехфазным или постоянным потенциалом на трубке. Кроме того, данные, представленные в Публикации № 49 NCRP, имеют следующие недостатки:

- в значительной мере, отсутствует информация об ослаблении рентгеновского излучения для материалов, отличных от свинца, бетона или железа;

- рекомендуемые рабочие нагрузки рентгеновских аппаратов слишком консервативны и относятся к максимальному значению напряжения на трубке, не учитывая, что на практике для различных исследований используются разные напряжения;

- алгоритм расчета коэффициента ослабления барьера не учитывает существенное ослабление прямого излучения телом пациента и конструкциями аппарата и приемника изображения;

- отсутствует алгоритм расчета защиты от нескольких рентгеновских аппаратов и др.

Все это послужило причиной ревизии данных и методологии расчета стационарной защиты, представленной в Публикации № 49 NCRP, выполненной Американской ассоциацией медицинских физиков в 1990-е гг. [7–11]. Это привело к появлению в 2004 г. новой Публикации № 147 NCRP [1], посвященной этим вопросам. К сожалению, эти нововведения не нашли отражение в СанПиН 2.6.1.1192-03.

¹ Постановление Главного государственного санитарного врача РФ от 18.02.2003 г. № 8 «О введении в действие СанПиН 2.6.1.1192-03» (СанПиН 2.6.1.1192-03. Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских аппаратов и проведению рентгенологических исследований). (Зарегистрировано в Минюсте РФ 14.03.2003 г. № 4282) [Decree of the Chief state sanitary doctor of Russia №8, 18.02.2003 “On the establishment of the SanPiN 2.6.1.1192-03” (SanPiN 2.6.1.1192-03. Hygienic requirements on the construction and use of the X-ray units and radiography examinations). Registered in the Ministry of Justice of Russia №4282, 14.03.2003 (In Russ.)]

Сопоставление различных методологий расчета стационарной защиты рентгеновских кабинетов

Используемые дозовые критерии

Согласно СанПиН 2.6.1.1192-03, значение допустимой мощности дозы (ДМД), выражаемой в терминах кермы в воздухе, для представителей различных категорий облучаемых лиц рассчитывается исходя из значений дозового предела (ПД), выражаемого в терминах эффективной дозы, с учетом коэффициентов занятости T и сменности n помещений по формуле;

$$ДМД = 10^3 \cdot \frac{\lambda \cdot ПД}{t_c \cdot n \cdot T}, \text{ мкГр/ч}, \text{ мкГр/ч} \quad (2)$$

где: $\lambda = \frac{2(мГр / мЗв)}{2}$ – отношение коэффициента перехода от эффективной дозы к керме в воздухе к значению коэффициента запаса, равного 2 (согласно ОСПОРБ 99/2010); t_c – продолжительность работы на рентгеновском аппарате в течение года при односменной работе персонала группы А.

Значение коэффициента перехода от эффективной дозы к керме в воздухе в СанПиН 2.6.1.1192-03 необоснованно принято равным 2 мГр/мЗв, что соответствует значению более известного на практике коэффициента перехода от кермы в воздухе к эффективной дозе $C^E = E/K_a = 0,5$ мЗв/мГр. На самом деле в диагностическом диапазоне энергий рентгеновского излучения значения C^E для геометрии передне-заднего облучения человека (консервативный вариант) находятся в интервале 0,6–1,2 мЗв/мГр со средним около 1 мЗв/мГр [12, 13]. То есть если использовать правильное среднее значение коэффициента перехода от эффективной дозы к воздушной керме, равное 1 Гр/Зв, а не 2 Гр/Зв, как в СанПиН 2.6.1.1192-03, то с учетом коэффициента запаса 2 значения ДМД уменьшились бы в 2 раза. Иными словами, требования к толщине защитных барьеров ужесточились бы.

Зарубежные нормативные документы [1, 14] также рекомендуют использовать керму в воздухе при выполнении расчетов стационарной защиты, не вводя каких-либо коэффициентов перехода от эффективной дозы к керме и каких-либо коэффициентов запаса. При этом указывается, что использование в расчетах защиты кермы в воздухе будет обеспечивать дополнительный консерватизм в оценке толщины защиты, особенно при низких значениях напряжения на рентгеновской трубке. Обратим также внимание на то, что за рубежом при расчете значений ДМД при проектировании новых помещений с рентгеновским оборудованием в качестве ориентира используют установленное значение граничной дозы для источника для соответствующей категории лиц (т.е. используют метод квотирования источников). Так, в США расчет защиты в контролируемой зоне для медицинского персонала (аналог ситуации с персоналом группы А) проводится, исходя из граничной дозы 5мЗв/год [1], а в Англии – 1мЗв/год для каждого источника [14]. Расчет защиты для населения в Англии проводится, исходя из граничной дозы (квоты) 0,3 мЗв/год [14] для каждого источника. Напомним, что в СанПиН 2.6.1.1192-03 значения ДМД получают исходя из пределов доз для персонала и населения в 20мЗв/год и 1мЗв/год соответственно, т.е. без какого-либо квотирования.

Новые данные по ослаблению рентгеновского излучения в различных материалах

В 1983 г. была разработана трехпараметрическая эмпирическая модель для описания ослабления широкого пучка рентгеновского излучения, генерируемого современными рентгеновскими аппаратами в различных материалах [9]:

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha}\right) \cdot \exp(\alpha \cdot \gamma \cdot x) - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}} \quad (3)$$

где: B – доля излучения, прошедшего через барьер (величина, обратная коэффициенту ослабления, используемому в СанПиН 2.6.1.1192-03); x – толщина барьера; α, β, γ – параметры, зависящие от напряжения на рентгеновской трубке и фильтрации излучения, т.е. его энергетического спектра и материала защиты.

Соотношение (3) может быть преобразовано для расчета толщины барьера следующим образом:

$$x = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \cdot \ln \left[\frac{B^{-\gamma} + \beta / \alpha}{1 + \beta / \alpha} \right] \quad (4)$$

Исследования Archer [8], Rossi et al. [15], Simpkin [10], Christensen и Sayeg [16] среди прочих обеспечили накопление новых данных об ослаблении рентгеновского излучения трехфазных аппаратов и аппаратов с постоянным напряжением на трубке от 50 до 150 кВ, основанных на измерениях и расчетах. В результате значения параметров α, β, γ были определены для многих материалов, таких как свинец, железо, бетон, стекло, гипсокартон, дерево, баритовая штукатурка и др. Для диапазона энергий рентгеновского излучения, используемого в маммографии (напряжения на трубке 25–35 кВ), параметры α, β, γ представлены в работе [17].

Как отмечалось выше, первичное излучение сильно поглощается телом пациента и конструкциями аппарата с последующим ужесточением его спектра. Вполне разумно для дальнейших расчетов его прохождения через стационарную защиту использовать предположение о приближении его к моноэнергетическому излучению со слоем половинного ослабления, для определения которого можно использовать следующее преобразование формулы (3):

$$\ln(B) = -\alpha \cdot x - \left[\frac{1}{\gamma} \cdot \ln\left(1 + \frac{\beta}{\alpha}\right) \right] \quad (5)$$

При увеличении x вторым членом формулы (5) можно пренебречь. Тогда закон ослабления излучения будет приближаться к экспоненциальному с постоянной α . Таким образом, при выполнении расчетов защиты первичное излучение после его значительного ослабления телом пациента и конструкциями аппарата можно характеризовать асимптотическим слоем половинного ослабления, равным $(\ln 2)/\alpha$.

Методологии расчета толщины стационарной защиты

В общем виде методология расчета толщины стационарной защиты включает:

1. Выбор дозового критерия в виде измеряемой величины – допустимой мощности дозы (кермы) в воздухе, значение которой зависит от категории облучаемых

лиц и максимальной продолжительности их возможного облучения в данном помещении (времени нахождения в помещении).

2. Выбор алгоритма расчета значения мощности кермы в воздухе, включающего оценку расстояния от фокуса рентгеновской трубки (для компонента прямого излучения) и пациента (для компонента рассеянного излучения) до точки расчета (см. рис. 1).

3. Расчет необходимого коэффициента ослабления мощности кермы в воздухе, рассчитанной на втором этапе, до значений допустимой мощности кермы в воздухе, рассчитанной на первом этапе.

О выборе дозового критерия и способе расчета необходимого коэффициента ослабления было сказано выше. Остановимся теперь на сравнении современной методологии расчета мощности кермы в воздухе от компонентов прямого и рассеянного излучения в рентгеновских кабинетах с методологией, изложенной в СанПиН 2.6.1.1192-03.

В настоящее время в разных странах используют разные подходы для определения толщины стационарной защиты от излучения в рентгеновских кабинетах. Так, в Германии информация о необходимой толщине стационарной защиты в типовых рентгеновских кабинетах различного назначения прямо содержится в национальных стандартах в виде табулированных данных [18]. В США прогнозируемые значения мощности кермы в воздухе от компонентов прямого и вторичного (рассеянного) излучения оцениваются на основе недельных рабочих нагрузок рентгеновских аппаратов различного назначения, а в кабинетах компьютерной томографии используются значения произведения дозы на длину сканирования (*DLP*) [1]. В Англии для этих целей используют дозовые величины, связанные с пациентом, – произведение дозы на площадь (ПДП) в рентгенографии и рентгеноскопии и *DLP* в компьютерной томографии [14].

Сравним современный подход к расчету толщины стационарной защиты [1, 12, 14] и действующую в настоящее время в РФ методологию расчета из СанПиН 2.6.1.1192-03.

Как уже отмечалось выше, расчет значений поглощенной дозы (кермы) в воздухе до защитного барьера и далее коэффициента ослабления рентгеновского излучения защитным барьером в СанПиН 2.6.1.1192-03 производится независимо от того, прямое это излучение или рассеянное, с помощью одной и той же формулы (1). При современном подходе расчет поглощенной дозы в воздухе и коэффициента пропускания (ослабления) излучения защитным барьером от каждого рентгеновского аппарата производится отдельно для компонентов первичного $D_p(x, m)$ и рассеянного $D_s(x, m)$ излучения:

$$D_p(x, m) = \frac{1}{d_p^2} \cdot \sum_{kVp} \frac{R(kVp)}{K(x + x_{pre}, kVp, m)} \cdot U \cdot W(kVp), \text{ мГр/нед (6)}$$

$$D_s(x, m) = \frac{F}{d_p^2 \cdot d_s^2} \cdot \sum_{kVp} \frac{R(kVp) \cdot \alpha(kVp)}{K(x, kVp, m)} \cdot W(kVp), \text{ мГр/нед (7)}$$

где: $R(kVp)$ – радиационный выход рентгеновского аппарата в зависимости от напряжения на аноде трубки, мГр·м²/(мА·мин); $W(kVp)$ – доля значений рабочей нагрузки рентгеновского аппарата ((мА·мин)/нед) в ее распределении по напряжению на трубке; $\alpha(kVp)$ – фракция

рассеянного излучения, отн. ед.; $K(x + x_{pre}, kVp, m)$ – коэффициент ослабления первичного компонента рентгеновского излучения защитным барьером из материала m толщиной x , отн. ед.; $K(x, kVp, m)$ – коэффициент ослабления рассеянного компонента рентгеновского излучения защитным барьером отн. ед. Остальные обозначения приведены на рисунке 1.

Формула (6) для расчета поглощенной дозы в воздухе от прямого излучения по своей структуре похожа на формулу (1) из СанПиН 2.6.1.1192-03. Однако ее параметры существенно отличаются от параметров формулы (1) тем, что отражают реальные физические процессы и соответствуют их значениям, используемым на практике.

Учет распределения рабочей нагрузки рентгеновского аппарата по напряжению на трубке

В настоящее время в Российской Федерации при расчетах стационарной защиты в рентгеновских кабинетах используется консервативное предположение конца 1970-х гг., состоящее в том, что вся рабочая нагрузка рентгеновского аппарата W реализуется при практически максимальном значении напряжения на аноде трубки. Так, например, для рентгеновских аппаратов общего назначения W приводится для напряжения на трубке 100 кВ. На самом деле медицинские процедуры выполняются в широком спектре значений напряжений на аноде трубки: приблизительно треть процедур (костно-суставная система конечностей) выполняется при напряжениях 50–60 кВ, диагностику органов брюшной полости проводят при напряжениях на трубке 70–80 кВ, и только часть исследований органов грудной клетки проводится при напряжениях 100 кВ и более. Для расчета оптимальной толщины стационарной защиты рентгеновского кабинета более важно знать распределение W в зависимости от напряжения на трубке, чем его абсолютное значение. Дело в том, что защитные свойства барьеров изменяются с изменением напряжения на трубке (спектра рентгеновского излучения) экспоненциально (на 3 порядка величины в диапазоне напряжений 60–100 кВ), тогда как от суммарного значения они зависят лишь линейно. Более того, значения W , указанные в таблице 4.1 СанПиН 2.6.1.1192-03, для некоторых типов рентгеновских аппаратов явно устарели и не отражают изменений их технических параметров, произошедшие за последние 20–30 лет. Так, с одной стороны, значение $W = 1000$ (мА·мин)/нед. для аппаратов общего назначения является завышенным в 2–3 раза, тогда как $W = 400$ (мА·мин)/нед. для компьютерных томографов занижено 10–40 раз [1, 12, 19].

Учет распределения рабочей нагрузки аппарата по направлению падения излучения внутри рентгеновского кабинета

В формулу (6) для расчета дозы от компонента прямого излучения дополнительно введен так называемый «use factor, U », определяемый как фракция рабочей нагрузки аппарата, когда прямое излучение направлено на заданный защитный барьер (стену, потолок, пол). В формуле (1) из СанПиН 2.6.1.1192-03 этот фактор всегда равен 1 ($N=1$), даже когда лишь незначительная часть рабочей нагрузки аппарата реализуется при направлении падения излучения на этот барьер. Согласно же [1], были установлены следующие значения U в кабинетах, где проводятся рент-

генографические процедуры с расположением трубки над столом-штативом в его горизонтальном положении: 0,89 – пол, 0,09 – боковая стена, на которую падает излучение при проведении снимков в положении пациента на боку на столе-штативе, 0,02 – другая боковая стена. Таким образом, используя $U=1$, для 2 боковых стен мы будем превышать требования к ослаблению пучка первичного излучения, падающего на них, в 10 и 50 раз соответственно.

Учет ослабления компонента прямого рентгеновского излучения в рассеивающей решетке, приемнике изображения и других конструкциях аппарата

При расчете кратности ослабления защиты, согласно СанПиН 2.6.1.1192-03, не учитывается ряд обстоятельств, значительно уменьшающих на практике мощность дозы рентгеновского излучения еще до защиты, а именно – поглощение излучения в теле пациента, рассеивающей решетке, приемнике изображения и других конструкциях аппарата. Так, согласно данным работ [20, 21], поглощение компонента прямого рентгеновского излучения только в рассеивающей решетке и кассете приемника изображения для спектров с напряжением на трубке в диапазоне от 50 кВ до 140 кВ уменьшает его интенсивность в 4–40 раз. В Публикации № 147 NCRP [1] предлагается консервативный подход, учитывающий ослабление прямого излучения только дополнительным оборудованием рентгеновского аппарата (приемником изображения, рассеивающей решеткой, рентгенографическим столом) и игнорирующий ослабление излучения телом пациента. При этом значения x_{pre} , отвечающие за поглощение прямого излучения этими конструкциями в формуле (6), в диагностическом диапазоне энергий могут составлять от 0,3 до 0,85 мм свинца.

Радиационный выход рентгеновских аппаратов

Наконец, сравним значения радиационного выхода рентгеновских аппаратов, рекомендуемых для использования в расчетах защиты в СанПиН 2.6.1.1192-03 (приложение 9, табл. 1), и современные данные, основанные на результатах измерений с аппаратами с вольфрамовым анодом и фильтрами из алюминия при напряжении на трубке более 40 кВ [8]. Результаты сравнения, представленные на рисунке 2, свидетельствуют, что значения радиационного выхода аппаратов из СанПиН 2.6.1.1192-03 выше соответствующих измеряемых на практике значений в 2–3 раза. Отметим также, что последние хорошо согласуются с аналогичными значениями, измеренными нами для трехфазных 6- и 12-пульсных рентгеновских аппаратов с общей фильтрацией излучения, эквивалентной 3–5 мм Al в медицинских учреждениях г. Санкт-Петербурга в 2007–2009 гг. [22].

Что касается рассеянного излучения, то, согласно СанПиН 2.6.1.1192-03, обусловленная им мощность дозы рассчитывается по той же формуле (1), что и для прямого излучения при $N = 0,05$ независимо ни от каких значений физико-технических параметров проведения медицинской процедуры. В СанПиН 2.6.1.1192-03 и другой литературе объяснения этому решению найдено не было.

На самом деле интенсивность этого компонента излучения определяется углом рассеяния (отсчитывается от направления центрального луча первичного пучка излучения), числом фотонов первичного пучка, падающих

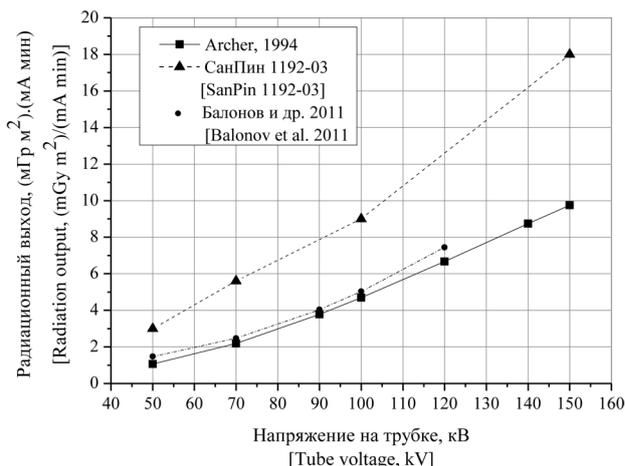


Рис. 2. Зависимость радиационного выхода рентгеновского аппарата с вольфрамовым анодом и фильтром из Al толщиной 3–5 мм от напряжения на трубке

[Fig.2. Dependence of the radiation output of an X-ray apparatus with W anode and Al filter 3–5 mm thick on the tube voltage]

на пациента (пропорционально площади пучка на теле пациента), его локализацией и энергетическим спектром. Все это учитывается в формуле (7), где основным параметром является фракция рассеянного излучения $\alpha(kVp)$, определяемая как отношение доз компонентов рассеянного и прямого излучения, измеренных на расстоянии 1 м от пациента (фантома), и отнесенная к площади 1 см² [6, 11]. Значение $\alpha(kVp)$ в диапазоне напряжений на трубке 50–150 кВ в зависимости от угла рассеяния изменяется от $4 \cdot 10^{-6}$ до $8 \cdot 10^{-6}$. Если попытаться сравнить значения фракций рассеянного компонента по формулам (1) и (7) и взять для этого наиболее вероятное в диагностическом диапазоне напряжений значение $\alpha = 5 \cdot 10^{-6}$ и близкую к максимальной площадь поля первичного излучения на теле пациента $F=1000$ см², то тогда их произведение дает значение 0,005, что в 10 раз меньше значения $N = 0,05$, используемого в формуле (1) для рассеянного компонента. И уж совершенно непонятно, из каких соображений при расчете дозы рассеянного компонента в качестве геометрического параметра используется расстояние от фокуса трубки до точки расчета вместо расстояния от пациента до точки расчета (см. рис. 1). Таким образом, использование формулы (1) из СанПиН 2.6.1.1192-03 для расчета рассеянного компонента рентгеновского излучения остается сомнительным.

Напомним, что для ряда рентгеновских аппаратов, согласно их конструктивным особенностям, расчет стационарной защиты кабинета, где проводятся исследования, определяется только рассеянным излучением (компьютерный томограф, ортопантомограф, С-дуга, маммограф). В связи с этим, а также учитывая, что использование в медицине компьютерных томографов, особенно в последнее время, определяет более половины коллективной дозы у населения за счет медицинских источников излучения, рассмотрим более подробно современный подход к расчету стационарной защиты в кабинетах компьютерной томографии.

При обследовании на компьютерном томографе рентгеновская трубка вращается на 360° вокруг тела

пациента. Напряжение на аноде трубки 120–140кВ обуславливает высокий уровень комптоновского рассеянного излучения. Пространственное распределение дозы рассеянного излучения четко определено и воспроизводимо, поскольку положение гантри фиксировано, и рентгеновская трубка движется по одной и той же траектории для каждого сканирования. Конструкция гантри обеспечивает защиту от первичного излучения, а интенсивность рассеяния определяется объемом облучаемой ткани. При исследовании туловища, как правило, наблюдается большая интенсивность рассеянного излучения, чем при сканировании головы, поскольку облучается больший объем ткани.

Значение кермы рассеянного излучения на расстоянии 1 м от изоцентра компьютерного томографа можно определить следующим соотношением [13]:

$$K_S = S_{CT} \cdot DLP, \text{ мГр} \quad (8)$$

где: DLP – произведение дозы на длину сканирования, мГр·см; S_{CT} – коэффициент рассеяния, (мкГр м²)/(мГр см).

Значение DLP , характеризующее поглощенную дозу излучения за КТ-исследование, рассчитывают по формуле:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L, \text{ мГр·см}, \quad (9)$$

где: $CTDI_{vol}$ – взвешенный компьютерно-томографический индекс дозы; L – длина области сканирования.

Коэффициенты рассеяния различны для условий сканирования двух частей тела пациента – головы и туловища (различные условия коллимации прямого излучения). Их значения, полученные на основе результатов измерений [23], приведены в таблице 1.

Как видно из данных, приведенных в таблице 1, конструкция гантри томографа обеспечивает уровень проходящего сквозь него излучения (первичного и рассеянного) всего лишь около 10% от уровня рассеянного излучения в других направлениях. Все стены кабинета компьютерной томографии должны обеспечивать одинаковый уровень защиты, однако ослабление излучения гантри может быть учтено при расстановке оборудования внутри кабинета, расположении дверей (в «тени» гантри) и т.п.

Как и в случае кабинетов других типов, для проектирования стационарной защиты кабинета компьютерной томографии требуется информация о рабочей нагрузке рентгеновского аппарата, в данном случае в терминах измеряемой величины DLP , отдельно для исследований головы и туловища. Она может быть получена на основе

изучения статистики значений DLP для различных типов исследований и их количества за год (табл. 2).

Таблица 1
Воздушная керма, нормированная на единичное значение DLP на 1 м от изоцентра компьютерного томографа (S_{CT} в уравнении (8)) [23]

[Table 1
Air kerma per unit DLP at 1 m from CT scanner isocentre (S_{CT} in equation (8)) [23]

Область исследования [Field of view]	Сектор компьютерного томографа [Sector of CT scanner]	Коэффициент рассеяния S_{CT} (мкГр м ²)/(мГр см) [Scatter coefficient, (μGy m ²)/(mGy cm)]
Туловище [Trunk]	В направлении движения стола [Front and rear]	0,36
Туловище [Trunk]	В направлении гантри [Gantry]	0,04
Голова [Head]	В направлении движения стола [Front and rear]	0,14
Голова [Head]	В направлении гантри [Gantry]	0,014

Годовой уровень кермы в воздухе от рассеянного излучения на расстоянии d от изоцентра томографа можно рассчитать с помощью уравнения:

$$K_w = \frac{[(S_{CTbody} \cdot DLP_{anbody}) + (S_{CThead} \cdot DLP_{anhead})]}{d^2} \text{ мкГр/год} \quad (10)$$

где: S_{CTbody} и S_{CThead} – коэффициенты рассеяния (мкГр м²)/(мГр см); DLP_{anbody} и DLP_{anhead} – годовые значения рабочих нагрузок компьютерного томографа при сканировании туловища и головы соответственно.

Рассчитаем в качестве примера толщину стены из бетона, необходимую для защиты смежного по горизонтали с кабинетом компьютерной томографии помещения, где постоянно в течение рабочего дня ($T=1$) находятся следующие категории облучаемых лиц:

Лица из населения с ПД = 1 мЗв/год (например, офисные работники).

Персонал группы Б с ПД = 5 мЗв/год.

КТ-исследования проводятся на томографе с напряжением на трубке 120 кВ и типичными годовыми значе-

Таблица 2
Значения DLP за исследование и годовые рабочие нагрузки DLP_{an} [12]

[Table 2
Values for the DLP per examination and annual workloads (DLP_{an}) [12]

Область исследования [Field of view]	DLP за исследование, (мГр см) [DLP per examination, (mGy cm)]	Типичные DLP_{an} за год, (Гр см) [Typical values for annual DLP, (Gy cm)]	DLP_{an} за год для загруженных кабинетов (Гр см) [Annual DLP for busy rooms, (Gy cm)]
Туловище [Trunk]	900	3000	5000
Голова [Head]	900	2500	3500

ниями DLP_{anbody} и DLP_{anhead} (см. табл. 2). Расстояние от центра томографа до точки расчета примем равным 3 м. Рассчитаем годовое значение кермы в воздухе от рассеянного излучения на расстоянии d от изоцентра томографа согласно (10):

$$K_w = \frac{[(S_{CTbody} \cdot DLP_{anbody}) + (S_{CThead} \cdot DLP_{anhead})]}{d^2} = \frac{0.36 \cdot 310^6 + 0.14 \cdot 2.510^6}{3^2} = 160 \text{ мкГр/год}$$

Тогда необходимые значения коэффициентов ослабления для 2 вышеуказанных категорий облучаемых лиц будут следующими:

$$1. K_{1_осл} = \frac{K_w}{ПД} = \frac{160}{1} = 160$$

$$2. K_{2_осл} = \frac{K_w}{ПД} = \frac{160}{5} = 32$$

А толщину защиты из бетона, обеспечивающую заданный уровень ослабления, можно рассчитать, согласно (4), следующим образом:

$$x_1 = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \cdot \ln \left[\frac{B^{-\gamma} + \beta / \alpha}{1 + \beta / \alpha} \right] = \frac{1}{0,0383 \cdot 0,658} \cdot \ln \left[\frac{(1/160)^{-0,658} + (0,0142 / 0,0383)}{1 + (0,0142 / 0,0383)} \right] = 121 \text{ мм}$$

$$x_2 = \frac{1}{\alpha \cdot \gamma} \cdot \ln \left[\frac{B^{-\gamma} + \beta / \alpha}{1 + \beta / \alpha} \right] = \frac{1}{0,0383 \cdot 0,658} \cdot \ln \left[\frac{(1/32)^{-0,658} + (0,0142 / 0,0383)}{1 + (0,0142 / 0,0383)} \right] = 78 \text{ мм}$$

Значения $\alpha = 0,0383$, $\beta = 0,0142$ и $\gamma = 0,658$ для бетона и рассеянного рентгеновского излучения при напряжении на трубке томографа 120 кВ заимствованы из [1].

Аналогичные значения коэффициентов ослабления для двух категорий облучаемых лиц, рассчитанные согласно СанПиН 2.6.1.1192-03 ($R(120\text{кВ}) = 13 \text{ мГр}\cdot\text{м}^2/(\text{мА}\cdot\text{мин})$; $W = 400 \text{ (мА}\cdot\text{мин)/нед.}$; $N = 0,05$), будут следующими – $K_{1_осл} = 1900$ и $K_{2_осл} = 385$, а толщины защиты из бетона – $x_1 = 185 \text{ мм}$ и $x_2 = 143 \text{ мм}$. Однако, как отмечалось выше, значение $W = 400 \text{ (мА}\cdot\text{мин)/нед.}$, указанное в СанПиН 2.6.1.1192-03, является существенно заниженным и соответствует приблизительно проведению исследований 4 пациентам в неделю. Если же использовать реальное значение $W \sim 7000 \text{ (мА}\cdot\text{мин)/нед.}$ (60–70 пац./нед.), то расчетные значения толщины защиты из бетона увеличатся до $x_1 = 240 \text{ мм}$ и $x_2 = 200 \text{ мм}$.

Заключение

Методология расчета стационарной защиты рентгеновских кабинетов, изложенная в СанПиН 2.6.1.1192-03, устарела и не отражает реальных условий и значений физико-технических параметров проведения медицинских исследований. Алгоритм расчета коэффициента ослабления (раздел 4.1 СанПиН 2.6.1.1192-03) не учитывает особенности ослабления прямого и рассеянного компонентов рентгеновского излучения, которые отличаются областью возникновения, интенсивностью,

энергетическим спектром и другими параметрами. Вместо этого используется единая формула для всех компонентов, а отличия в их ослаблении учитывается параметром N , значения которого для разных компонентов излучения никак не обоснованы и вызывают сомнения. В расчете также не учитывается распределение рабочей нагрузки рентгеновских аппаратов по напряжению на трубке, существенное ослабление прямого рентгеновского излучения дополнительными конструкциями аппарата, необходимыми для получения изображения. Рекомендуются для проектирования защиты в СанПиН 2.6.1.1192-03 значения радиационного выхода рентгеновских аппаратов в 2–3 раза завышены по отношению к измеряемым значениям на практике. Все это приводит к необоснованному завышению расчетной толщины стационарной защиты в рентгеновских кабинетах и, соответственно, к увеличению расходов на здравоохранение. Учитывая также то обстоятельство, что раздел СанПиН 2.6.1.1192-03, посвященный методике радиационного контроля в рентгеновских кабинетах, также не только устарел, но и содержит ряд неверных положений в отношении интерпретации результатов радиационного контроля при оценке адекватности физической защиты помещения [13], необходима подготовка нового документа взамен СанПиН 2.6.1.1192-03.

Информация о конфликте интересов

Автор заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Литература

1. NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements). Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities. NCRP Report No. 147. NCRP, 2004.
2. National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV, Bethesda, MD: NCRP: NCRP Report No. 49; 1976.
3. Kelley J.P., Trout E.D. Broad Beam Attenuation in lead for X-rays from 50 to 300 kVp // Radiology. 1972. Vol. 104 P. 171-175.
4. Braestrup C.B., Wyckoff H.O. Shielding Design Levels for Radiology Departments // Radiology. 1973. Vol. 107. P. 445-448.
5. Trout E.D., Kelley J.P., Herbert G.L. X-Ray Attenuation in Steel from 50 to 300 kVp // Health Physics. 1975. Vol. 29. P. 163-169.
6. Trout E.D., Kelley J.P. Scattered Radiation from a Tissue equivalent phantom for X-rays from 50 to 300 kVp // Radiology. 1972. Vol. 104. P. 161-169.
7. Simpkin D.J. Evaluation of NCRP Report 49 Assumptions on Workloads and Use Factors in Diagnostic Radiology Facilities // Medical Physics. 1996. Vol. 23. P. 577-584.
8. Archer B.R., Fewell T.R., Conway B.J., Quinn P.W. Attenuation Properties of Diagnostic X-Ray Shielding Materials // Medical Physics. 1994. Vol. 21, No 9. P. 1499-1507.
9. Archer B.R., Thornby J.I., Bushong S.C. Diagnostic X-Ray Shielding Design Based on an Empirical Model of Photon Attenuation // Health Physics. 1983. Vol. 44. P. 507-517.
10. Simpkin D.J. Transmission data for shielding diagnostic X-ray facilities // Health Physics. 1995. Vol. 68. P. 704-709.
11. Simpkin D.J., Dixon R.L. Secondary Shielding Barriers for Diagnostic X-ray Facilities: Scatter and Leakage Revisited // Health Physics. 1998. Vol. 74. P. 350-365.
12. Martin C.J. Radiation shielding for diagnostic radiology // Radiation Protection Dosimetry. 2015. Vol. 165, No 1–4. P. 376–381. doi:10.1093/rpd/ncv040.

13. Голиков В.Ю., Водоватов А.В. Критический анализ и предложения по совершенствованию существующей системы радиационного контроля в рентгеновских кабинетах. // Радиационная гигиена. 2021. Т.14, № 2. С. 39–47. doi: 10.21514/1998-426X-2021-14-2-39-47.
14. Radiation Shielding for Diagnostic Radiology, Second Edition. Editors: Sutton D.G., Martin C.J., Williams J.R. and Peet D.J. British Institute of Radiology, London, UK, 2012. 148 p.
15. Rossi R.P., Ritenour R., Christodoulou E. Broad beam transmission properties of some common shielding materials for use in diagnostic radiology // Health Physics. 1991. Vol. 61. P. 601-608.
16. Chritensen R., Sayeg J.A. Attenuation characteristics of gypsum wallboard // Health Physics. 1979. Vol. 36. P. 595-600.
17. Simpkin D.J. Shielding requirements for mammography // Health Physics. 1987. Vol. 53. P. 267-279.
18. DIN 6812:2021-06: Medical x-ray equipment up to 300 kv – Rules of construction for structural radiation protection. DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin (Germany); DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR), Pforzheim (Germany), 2021.
19. Голиков В.Ю., Водоватов А.В. Оценка значений рабочей нагрузки рентгеновских аппаратов при проведении рентгенологических процедур общего назначения // Радиационная гигиена. 2015. Т. 8, № 2. С. 6-10.
20. Dixon R.L. On the primary barrier in diagnostic x-ray shielding // Medical Physics. 1994. Vol. 21. P. 1785-1794.
21. Dixon R.L., Simpkin D.J. Primary Shielding Barriers for Diagnostic X-ray Facilities: A New Model // Health Physics. 1998. Vol. 74. P. 181-189.
22. Балонов М.И., Голиков В.Ю., Кальницкий С.А., Братилова А.А. Риск стохастических эффектов облучения вследствие рентгенографических исследований: зависимость от пола и возраста пациента // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2011. Том 56, № 4. С. 71-79.
23. Wallace H., Martin C J., Sutton D.G. et al. Establishment of scatter factors for use in shielding calculations and risk assessment for computed tomography facilities // Journal of Radiological Protection. 2012. Vol. 32. P. 39–50.

Поступила: 16.07.2023 г.

Голиков Владислав Юрьевич – старший научный сотрудник, лаборатория радиационной гигиены медицинских организаций, Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева, Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека. **Адрес для переписки:** 197101, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: sg235@rambler.ru

Для цитирования: Голиков В.Ю. Критический анализ существующего подхода к расчету стационарной защиты в рентгеновских кабинетах // Радиационная гигиена. 2023. Т. 16, № 3. С. 13-21. DOI: 10.21514/1998-426X-2023-16-3-13-21

Critical analysis of the existing approach to the calculation of radiation shielding in X-ray rooms

Vladislav Yu. Golikov

Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Well-Being, Saint-Petersburg, Russia

The paper demonstrates the limitations of the existing methodology for calculating the radiation shielding of X-ray rooms presented in SanPiN 2.6.1.1192-03. It is shown that the algorithm for calculating the attenuation coefficient by the barrier does not take into account the features of the attenuation of different components of X-ray radiation: direct, scattered, and leakage radiation, which differ in the region of occurrence, intensity, energy spectrum, and other parameters. Instead, a single formula is used for all components, and the differences in their attenuation are taken into account by a parameter the values of which for different radiation components are in no way justified and are questionable. The calculation also does not take into account the distribution of the workload of X-ray machines by the tube voltage, the significant attenuation of direct X-ray radiation by additional structures necessary for image acquisition. The values of the radiation output of X-ray machines recommended for shielding design in SanPiN 2.6.1.1192-03 are 2–3 times overestimated in relation to the measured values. This leads to an unreasonable overestimation of the requirements for the

Vladislav Yu. Golikov

Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev

Address for correspondence: Mira str., 8, Saint-Petersburg, 197101, Russia; E-mail: sg235@rambler.ru

thickness of radiation shielding in X-ray rooms and accordingly to suboptimal spending on healthcare. It is necessary to develop a new document to replace SanPiN 2.6.1.1192-03.

Key words: radiation shielding barrier, X-ray room, attenuation coefficient, direct radiation, scatter radiation, medical investigations.

Conflict of interests

Author declare the absence of conflict of interest.

References

1. NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements). Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities. NCRP Report No. 147. NCRP, 2004.
2. National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV, Bethesda, MD: NCRP: NCRP Report No. 49; 1976.
3. Kelley JP, Trout ED. Broad Beam Attenuation in lead for X-rays from 50 to 300 kVp. *Radiology*. 1972;104:171-175.
4. Braestrup CB, Wyckoff HO. Shielding Design Levels for Radiology Departments. *Radiology*. 1973;107: 445-448.
5. Trout ED, Kelley JP, Herbert GL. X-Ray Attenuation in Steel from 50 to 300 kVp. *Health Physics*. 1975;29: 163-169.
6. Trout ED, Kelley JP. Scattered Radiation from a Tissue equivalent phantom for X-rays from 50 to 300 kVp. *Radiology*. 1972;104: 161-169.
7. Simpkin DJ. Evaluation of NCRP Report 49 Assumptions on Workloads and Use Factors in Diagnostic Radiology Facilities. *Medical Physics*. 1996;23: 577-584.
8. Archer BR, Fewell TR, Conway BJ, Quinn PW. Attenuation Properties of Diagnostic X-Ray Shielding Materials. *Medical Physics*. 1994;21(9): 1499-1507.
9. Archer BR, Thornby JI, Bushong SC. Diagnostic X-Ray Shielding Design Based on an Empirical Model of Photon Attenuation. *Health Physics*. 1983;44: 507-517.
10. Simpkin D.J. Transmission data for shielding diagnostic X-ray facilities. *Health Physics*. 1995;68: 704-709.
11. Simpkin DJ, Dixon RL. Secondary Shielding Barriers for Diagnostic X-ray Facilities: Scatter and Leakage Revisited. *Health Physics*. 1998;74: 350-365.
12. Martin CJ. Radiation shielding for diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*. 2015;165(1-4): 376-381. doi:10.1093/rpd/ncv040.
13. Golikov VYu, Vodovatov AV. Critical analysis and suggestions to improve the existing system of radiation control in X-ray rooms. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2021;14(2): 39-47. (In Russian). DOI: 10.21514/1998-426X-2021-14-2-39-47.
14. Radiation Shielding for Diagnostic Radiology, Second Edition. Editors: Sutton DG, Martin CJ, Williams JR, Peet DJ. British Institute of Radiology, London, UK; 2012. 148 p.
15. Rossi RP, Ritenour R, Christodoulou E. Broad beam transmission properties of some common shielding materials for use in diagnostic radiology. *Health Physics*. 1991;61: 601-608.
16. Chritensen Rc, Sayeg JA. Attenuation characteristics of gypsum wallboard. *Health Physics*. 1979;36: 595-600.
17. Simpkin DJ. Shielding requirements for mammography. *Health Physics*. 1987;53: 267-279.
18. DIN 6812:2021-06: Medical x-ray equipment up to 300 kv - Rules of construction for structural radiation protection. DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Berlin (Germany); DIN-Normenausschuss Radiologie (NAR), Pforzheim (Germany); 2021.
19. Golikov VYu. Estimation of an X-ray machine's workload during routine radiological examinations. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2015;8(2): 6-10. (In Russian).
20. Dixon RL. On the primary barrier in diagnostic x-ray shielding. *Medical Physics*. 1994;21: 1785-1794.
21. Dixon RL, Simpkin DJ. Primary Shielding Barriers for Diagnostic X-ray Facilities: A New Model. *Health Physics*. 1998;74: 181-189.
22. Balonov MI, Golikov VYu, Kalnitsky SA, Bratilova AA. Risk of stochastic effects of exposure due to radiographic investigations: dependence on the sex and age of the patient. *Meditsinskaya radiologiya i radiatsionnaya bezopasnost = Medical Radiology and Radiation Safety*. 2011;56(4): 71-79. (In Russian).
23. Wallace H, Martin C J, Sutton DG, et al. Establishment of scatter factors for use in shielding calculations and risk assessment for computed tomography facilities. *Journal of Radiological Protection*. 2012;32: 39-50.

Received: July 16, 2023

For correspondence: Vladislav Yu. Golikov – Senior Researcher of the Medical Protection Laboratory, Saint-Petersburg Research Institute of Radiation Hygiene after Professor P.V. Ramzaev, Federal Service for Surveillance on Consumer Rights Protection and Human Well-Being (Mira Str., 8, Saint-Petersburg, 197101, Russia; E-mail: sg235@rambler.ru)

For citation: Golikov V.Yu. Critical analysis of the existing approach to the calculation of radiation shielding in X-ray rooms. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2023. Vol. 16, No. 3, P. 13-21. (In Russian). DOI: 10.21514/1998-426X-2023-16-3-13-21