

Оценка дозовых параметров, определяющих вероятность возникновения детерминированных эффектов в коже пациентов, подвергающихся интервенционным рентгенологическим исследованиям

С.С. Сарычева

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

Работа посвящена оценке дозовых параметров, определяющих вероятность возникновения детерминированных эффектов в коже пациентов, подвергающихся высокодозным интервенционным рентгенологическим исследованиям. Особое внимание уделено анализу геометрии распределения поглощенной дозы по поверхности тела пациента при проведении основных видов интервенционных исследований. Целью работы является уточнение методики оценки максимальной поглощенной дозы в коже пациентов с учетом новых данных. Сбор данных о параметрах проведения исследований проводили в 9 лечебных учреждениях города Санкт-Петербурга, всего были получены подробные сведения о более чем 400 процедурах. Собирали данные о методиках проведения основных видов интервенционных вмешательств, регистрировали физико-технические, геометрические и дозиметрические параметры проведения для каждой процедуры. На основании статистики распределения геометрических параметров проведения процедур (размера полей облучения и используемых проекций) были определены возможные локализации и величины поглощенной дозы в определенных участках кожи. Представлена обновленная методика оценки кожной дозы на основании регистрируемой большинством ангиографических аппаратов дозиметрической величины произведения дозы на площадь с учетом используемых размеров полей облучения. В качестве альтернативы предложена оценка максимального значения поглощенной дозы в коже на основании накопленного значения воздушной кермы в опорной точке пациента – точке, «репрезентативной» для кожи пациента с учетом наклонов трубки в ходе проведения исследований. Такой подход не требует информации о размере поля облучения, при котором проходит процедура. На основании полученных данных рассчитаны консервативные значения коэффициентов перехода от измеряемых дозиметрических величин к поглощенной дозе в максимально облученном участке кожи и контрольные значения данных величин для предотвращения детерминированных эффектов в коже.

Ключевые слова: интервенционная радиология, поглощенная доза в коже, коэффициенты перехода.

Введение

Интервенционные рентгенологические исследования (ИРЛИ) играют важную роль в современной медицине, однако характеризуются значительно большими по сравнению с обычными рентгенологическими исследованиями уровнями облучения пациентов и персонала [1, 2]. Помимо оценки величины эффективной дозы как меры риска возникновения стохастических эффектов, для процедур интервенционной радиологии необходима также оценка вероятности возникновения детерминированных эффектов в коже пациента [1–5]. Особенно важно это для процедур, после которых уже были зафиксированы случаи тканевых реакций: исследования сосудов сердца и головного мозга, терапевтические процедуры в

абдоминальной области и области малого таза [1, 3–7]. Количественной характеристикой, определяющей вероятность возникновения данных эффектов, является максимальное значение поглощенной дозы в наиболее облучаемом участке кожи – максимальная поглощенная доза в коже (МПДК) [2].

Существует два основных подхода к оценке дозы в наиболее облучаемом участке кожи: доза в коже может быть измерена напрямую или оценена ретроспективно на основании измерений других величин [8].

Прямые измерения на поверхности кожи могут быть выполнены с помощью сетки термолюминесцентных дозиметров, рентгеночувствительных или радиохромных пленок, а также прямыми онлайн-измерениями [4, 5, 9].

Сарычева Светлана Сергеевна

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

Адрес для переписки: 197101, Россия, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: Svetlana2003@mail.ru

Как правило, это – дорогостоящие операции, требующие дополнительного технического оснащения. Прямые измерения используются преимущественно для научных целей или в рамках каких-либо проектов и малоприменимы в ежедневной практике [8, 9].

Ретроспективная оценка величины МПДК строится на основании измерений других параметров, регистрируемых в ходе проведения ИРЛИ. Современные ангиографические аппараты позволяют регистрировать и сохранять для каждого проводимого исследования итоговые значения таких параметров, как общее время рентгеноскопии [мин], кумулятивная (накопленная) доза в опорной точке (КД) [мГр] и суммарное значение произведения дозы на площадь (ПДП) [сГр*см² или мГр*м²]. Также доступна информация по количеству сделанных серий снимков в режиме рентгенографии. Эти данные отображаются на экранах монитора в период проведения и окончания исследования, а также сохраняются в базе данных аппарата в истории процедуры (Exam protocol), пример их отображения приведен на рисунке 1.



Рис. 1. Примеры отображения дозиметрических данных ИРЛИ [Fig. 1. Examples of displaying a dosimetric data of procedure]

В настоящее время основной дозиметрической величиной, отображающей уровень облучения кожи пациента, принято считать КД – значение накопленной воздушной кермы (поглощенной дозы в воздухе) во входной опорной точке пациента [4]. Еще в 2000 г. Международная электротехническая комиссия (МЭК) в публикации 60601-2-43 представила концепцию КД – накопленного значения опорной воздушной кермы в месте, которое является «репрезентативным» для кожи пациента – на расстоянии 15 см от изоцентра в направлении фокусного пятна, с учетом возможных наклонов трубки в ходе проведения исследования.

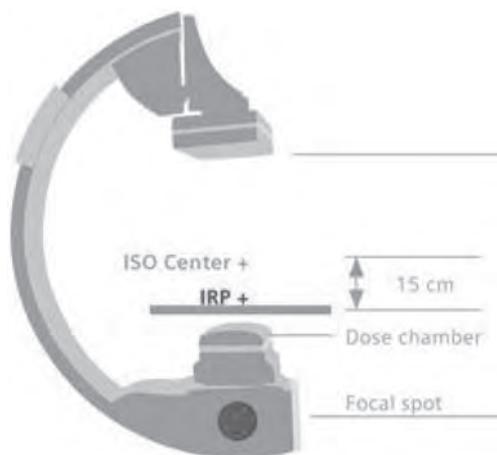


Рис. 2. Локализация входной опорной точки пациента (IRP – Interventional Reference Point) для рентгеновского аппарата для интервенционных процедур типа С-дуга [Fig. 2. Localization of Interventional Reference Point (IRP) for X-ray C-arm type unit]

Изначально концепция КД была разработана для коронарных исследований, и применимость данной величины для этого типа ИРЛИ была обоснована МЭК. Что касается использования КД для оценки дозы в коже при некоронарных исследованиях, было проведено большое исследование, в котором изучали взаимосвязь между суммарным временем рентгеноскопии за исследование, ПДП, КД и напрямую измеренным значением МПДК [5]. Данные были получены в общей сложности для 2142 процедур (исследования сердца в данной работе не рассматривались), для 800 из которых были проведены натурные измерения кожной дозы. В работе было показано, что КД имеет наибольшую корреляцию с МПДК ($r=0,86$), но корреляция МПДК с ПДП также достаточно высока ($r=0,85$). ПДП не рекомендовано использовать для целей оценки МПДК ввиду того, что при большом значении суммарного ПДП нельзя быть уверенным, является ли это следствием работы с высокой дозой на малых полях или использованием больших полей облучения при низкой дозе [5]. Согласно рекомендациям МЭК, значения КД нужно использовать для оценки вероятности возникновения кожных реакций, а измеренные значения ПДП – для оценки эффективной дозы пациентов.

В МУ 2.6.1.2944-11 «Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований» есть раздел, посвященный оценке МПДК при проведении ИРЛИ, и даны соответствующие коэффициенты перехода к МПДК от суммарного значения ПДП за исследование, а также контрольные значения ПДП для предотвращения детерминированных эффектов в коже, однако без привязки к размерам используемых полей. Кумулятивная доза в МУ 2.6.1.2944-11 не упомянута.

Цель исследования – анализ распределения поглощенной дозы в коже пациентов при проведении основных видов ИРЛИ и уточнение методики оценки МПДК с учетом накопленных данных.

Материалы и методы

Сбор данных о параметрах проведения ИРЛИ проводили в отделениях сосудистой и интервенционной хирургии, рентгенохирургических методов диагностики и лечения и ангиографических отделениях в 9 лечебных учреждениях города Санкт-Петербурга. Всего были получены подробные данные о более чем 400 процедурах. Собирались данные о методиках проведения основных видов ИРЛИ, физико-технические, геометрические и дозиметрические параметры проведения каждой процедуры.

Основными факторами, влияющими на величину МПДК при известных дозиметрических параметрах ПДП и КД, являются размер поля облучения и положение пучка излучения по отношению к телу пациента, а также изменения этих параметров в процессе проведения исследования. Необходимо вычислить, какой процент от общего облучения всей кожи пациента в ходе исследования приходится на участок с максимальной концентрацией.

Величиной суммарной кожной дозы (СКД) может служить либо величина КД с поправкой на коэффициент обратного рассеяния (В), либо, в случае отсутствия данных о величине КД, СКД оценивается на основе измеренного

значения ПДП и площади поля облучения во входной плоскости пациента (S) по формуле:

$$СКД = КД \cdot B = \frac{ПДП \cdot B}{S} \quad (1)$$

Размеры полей во входной плоскости пациента вычисляли на основании собранных геометрических параметров рабочих полей и расстояний между источником, пациентом и приемником. К сожалению, и это подтверждено в ходе сбора данных, не все аппараты отображают КД; также в одной из клиник (не вошла в работу) был аппарат, не оснащенный проходной ионизационной камерой и, соответственно, не измеряющий даже значения ПДП.

Для каждого вида исследований были рассмотрены наиболее используемые проекции облучения и их процентное соотношение друг к другу. На основании статистики распределения используемых проекций и рабочих полей оценено наиболее вероятное распределение дозы на поверхности кожи пациента и коэффициент концентрации, характерный для каждого вида ИРЛИ для консервативной оценки значения МПДК. Коэффициент концентрации – это величина, показывающая, какой процент от общего значения СКД может быть сконцентрирован в месте возможной локализации МПДК при консервативной оценке развития сценария облучения.

Таким образом, величины дозовых коэффициентов перехода от измеряемых величин КД и ПДП к МПДК могут быть вычислены по следующим формулам:

$$Kd = \frac{МПДК}{ПДП} = \frac{K_{\%} \cdot B}{S} \quad (2)$$

$$Kd_{КД} = \frac{МПДК}{КД} = K_{\%} \cdot B \quad (3)$$

Где Kd – дозовый коэффициент перехода от измеренного значения ПДП к МПДК, мГр/(Гр·см²);

Kd_{КД} – дозовый коэффициент перехода от КД к МПДК, отн. ед.;

K_% – коэффициент концентрации распределения дозы в коже, отн. ед.;

B – коэффициент обратного рассеяния, отн. ед.;

S – площадь поля во входной плоскости пациента, см².

Результаты измерений и наблюдений

Данные по исследованиям сосудов сердца

Преимущественное положение трубки: краниально-каудальный наклон ±(20°-40°) и наклон вправо-влево ±(0°-50°). В ходе проведения диагностического исследования положение трубки постоянно меняется. Присутствуют серии снимков, выполненные в положениях трубки LAO 90° (60°, 30°) без краниального наклона. Для терапевтических исследований характерна «преимущественная проекция» – наиболее подходящая для визуализации области, подвергающейся лечению. Если исследование комбинированное (и диагностика, и терапия), то его диагностическая часть характеризуется широким распределением дозы в коже, а терапевтическая часть проходит с использованием «преимущественной проекции».

Возможные размеры полей во входной плоскости тела пациента – 6–15 см в диаметре, наиболее часто используемые – 11 см при диагностике и 8 см при терапии.

Диагностическая коронарография

При диагностических коронарных исследованиях практически отсутствуют прямые проекции, визуализация проводится преимущественно под краниально-каудальными наклонами трубки и наклонами влево-вправо. Все используемые проекции можно сгруппировать в 4 основные группы и 1 дополнительную:

- краниальный наклон и наклон влево (LAO, CRAN);
- краниальный наклон и наклон вправо (RAO, CRAN);
- каудальный наклон и наклон влево (LAO, CAUD);
- каудальный наклон и наклон вправо (RAO, CAUD);
- остальное (проекции, близкие к фронтальным и боковым, ±5°).

Были проанализированы дозиметрические характеристики порядка 100 коронарных исследований, проводимых в 5 различных рентгенохирургических кабинетах различными бригадами врачей. Для подавляющего большинства диагностических коронарных исследований характерно широкое распределение дозы по поверхности кожи пациента с отсутствием ярко выраженной концентрации на одной из областей. Из 100 рассмотренных случаев только 2 процедуры имели более чем 30% вклад в одну из 4 основных областей в режиме рентгенографии. Для остальных 97 процедур на каждую из областей приходится не более 25% от общей дозы от режима рентгенографии. Область «остальное» включает в себя разовые серии снимков в 3–5 неперекрывающихся положениях, поэтому в данных областях локализация МПДК маловероятна.

Все диагностические коронарные исследования проводятся при преимущественном значении размера поля на приемнике 16 или 17 см в диаметре в зависимости от существующих размеров рабочих полей приемника.

Режим рентгеноскопии не является преимущественным по вкладу в общую дозу, однако ее вклад может достигать от 5 до 35%. При анализе предыдущих данных о более чем 250 коронарных процедурах (эти данные в текущей работе не использовались, т.к. не содержат достаточной информации по геометрическим параметрам) было получено, что примерно 75% от общего значения ПДП приходится на режим рентгенографии и 25% – на режим рентгеноскопии. Литературные данные содержат те же выводы – более 70% ПДП принадлежит режиму рентгенографии [10]. В последнее время признаком хорошей медицинской практики является использование копии вместо графии, использование функции «задержка последнего кадра» и пр. – все это позволяет снижать дозовую нагрузку на пациента (мощность дозы в режиме скопии на порядок меньше мощности дозы в режиме графии) и со временем должно привести к другому соотношению вкладов в дозу режимов скопии и графии. Однако, с точки зрения геометрии распределения поля излучения, это не вносит каких-либо существенных изменений.

В связи с тем, что информация о положении пучка при скопии не сохраняется, возможности сбора данных для статистически корректной оценки распределения дозы в режиме скопии ограничены. С точки зрения методики проведения процедуры, скопия необходима для правильного позиционирования для серийной съемки; кроме того, часть времени тратится на пункцию, постановку и продвижение катетера к интересующим сосудам серд-

ца. Исходя из этого, предполагаем, что локализация при скопии в одной из рассматриваемых областей будет не большей, чем локализация при графии, т.е. около 25% и с большей долей вероятности не превысит значения в 50%.

Для консервативной оценки МПДК рассмотрим вариант с накоплением в одной области около четверти дозы в режиме рентгенографии и половины дозы в режиме рентгеноскопии. Таким образом, консервативное значение МПДК при диагностических коронарных процедурах составит около 30% от суммарного значения СКД.

Средний размер площади поля на входе в тело пациента при характерных для коронарных ИРЛИ геометрических параметрах составляет около 100 см², коэффициент обратного рассеяния равен 1,4 [11].

Согласно формулам (2) и (3), дозовый коэффициент перехода от измеренного значения ПДП к МПДК для диагностических исследований сосудов сердца равен $K_d = 4,2$ мГр/(Гр*см²). Отношение МПДК к КД составляет 0,42.

Коронарная ангиопластика

Всего было проанализировано порядка 70 лечебных вмешательств на сосудах сердца, проводимых в 5 различных рентгенохирургических кабинетах. Для подавляющего большинства вмешательств характерно наличие ярко выраженной преимущественной проекции, т.е. концентрации дозы на поверхности кожи пациента в одном месте. Из 70 рассмотренных случаев в режиме рентгенографии у 63 процедур в преимущественной проекции были сделаны от 60 до 70% снимков, 1 процедура сопровождалась 90% вкладом (данная процедура была повторной и не требовала ни диагностики состояния сосудов, ни поиска нужной проекции) и 6 процедур не имели четко выделенной преимущественной проекции. Вклад скопии в общую дозу такой же, как и при диагностической коронарографии, и составляет около 25%. Большинство вмешательств проводятся при переменном значении размеров поля на приемнике 12(11) или 16 см в диаметре, нередко встречается несколько серий в начале или конце вмешательства при рабочем поле 30(32) см в диаметре.

Для консервативной оценки МПДК рассмотрим вариант с накоплением в области «преимущественной проекции» 70% дозы как от графии, так и от скопии. Средний размер площади поля на входе в тело пациента составляет 70–100 см², коэффициент обратного рассеяния 1,4 [11]. Таким образом, согласно формулам (2) и (3):

$K_d = 14$ мГр/Гр*см² при среднем диаметре поля при исследовании 11–12 см.

$K_d = 10$ мГр/Гр*см² при среднем диаметре поля при исследовании 16 см.

МПДК будет численно равно КД (с учетом обратного рассеяния).

Исследования сосудов головного мозга и каротидных зон

Данный вид ИРЛИ характеризуется сложностью проведения и возможными превышениями порога детерминированных эффектов в коже. Областью возможного поражения является кожа затылочной части головы [13]. Диагностическая ангиография преимущественно состоит из фронтальных проекций, близких к передне-задней (0, 15-20 CRAN), (10-20 LAO/RAO, 15-30 CRAN), и боковых LAO 90 (85-95) и RAO 90 (85-95). При терапевтических

процедурах положение трубки зависит от локализации патологии, характерно наличие преимущественной проекции. ИРЛИ сосудов головного мозга имеют три явно выраженных неперекрывающихся проекции – фронтальная и две боковых.

Обычные размеры полей во входной плоскости тела пациента: 8–20 см в диаметре. Диагностические процедуры проходят преимущественно на больших полях диаметром около 20 см, при необходимости используется цифровое приближение (меньшие поля). Лечебные процедуры также могут проходить при больших полях с применением увеличения или при преимущественно малых полях. Используемый размер поля зависит от конкретного расположения места интереса (стеноза, аневризмы), разрешающей способности аппарата и методики работы конкретной бригады рентгенохирургов. Вклад рентгеноскопии в общую дозу при терапевтическом исследовании зависит от сложности процедуры, однако не превышает 50% от общей дозы, т.е. он либо меньше, либо сопоставим с вкладом в дозу от режима серийной рентгеносьемки.

Ангиография сосудов головного мозга

Всего было проанализировано порядка 100 диагностических исследований сосудов головного мозга. Исследования проводятся при переменном значении размеров поля на приемнике от 30 до 16 (12) см в диаметре. Для трех разных клиник вклад в ПДП в режимах графии и скопии составил одинаковые средние и медианные значения: около 60% и 40% соответственно. Однако эта зависимость проявляется лишь на большом массиве данных, для каждой отдельной процедуры эти соотношения индивидуальны.

Для большинства рассмотренных процедур вклад в дозу в режиме рентгенографии при фронтальной проекции составлял порядка 60%. Доза в режиме скопии накапливается при продвижении катетера от области пункции (как правило, это катетеризация бедренной артерии) в зону интереса и на позиционирование катетера в нужных для диагностических целей локализациях для проведения серийной рентгеносьемки. Для консервативной оценки МПДК предположим, что все 100% дозы от скопии распределены по тем же проекциям, что и графические снимки, без учета вклада использования скопии для постановки и продвижения катетера в зону интереса на начальной стадии. Таким образом, МПДК при диагностических исследованиях сосудов головного мозга составляет около 60% от СКД (60% от графии и те же 60% от скопии).

Средний диаметр поля облучения при ангиографии сосудов головного мозга лежит в пределах 16–30 см; соответственно, средний размер площади поля на входе в тело пациента составляет 150–300 см². Коэффициент обратного рассеяния при характерных для данного типа процедур параметрах и напряжении в 60–70 кВ будет равен 1,4 [11]. Таким образом, согласно формулам (2) и (3):

$K_d = 5,6$ мГр/Гр*см² при среднем диаметре поля на приемнике 16 см.

$K_d = 3,8$ мГр/Гр*см² при среднем диаметре поля на приемнике 20 см.

$K_d = 2,8$ мГр/Гр*см² при среднем диаметре поля на приемнике 30 см.

Отношение МПДК к КД составит 0,8.

Ангиопластика сосудов головного мозга

Всего было проанализировано около 50 дозиметрических характеристик эмболизаций сосудов головного мозга. Диаметр поля на приемнике часто меняется в ходе процедуры, а средний размер поля лежит в пределах 12–20 см.

Для трех разных клиник вклад в ПДП в режимах графии и скопии составил приблизительно одинаковые средние и медианные значения: 50% для того и другого соответственно. Для большинства рассмотренных процедур вклад в дозу в режиме рентгенографии при фронтальной проекции составлял порядка 70–80%. Вклад проекций в режиме скопии из-за несохранения этих данных в памяти компьютера оценить сложно. Непосредственное наблюдение процедур показывает, что наибольший вклад скопии идет во фронтальных проекциях и в «преимущественной области», где происходит сам процесс лечения. Для консервативной оценки МПДК предположим, что все 100% дозы от скопии получает затылочная часть головы. Соответственно, МПДК при лечебных процедурах на сосуды головного мозга может достигать 90% от СКД (все 50% скопии + 80% от 50% графии).

Средний размер площади поля на входе в тело пациента составляет 150–250 см², коэффициент обратного рассеяния – 1,4. Согласно формулам (2) и (3):

$K_d = 8 \text{ мГр/Гр} \cdot \text{см}^2$ при среднем диаметре поля на приемнике 16 см.

$K_d = 5 \text{ мГр/Гр} \cdot \text{см}^2$ при среднем диаметре поля на приемнике 25 см.

Отношение МПДК к КД составляет 1,2.

Исследования органов брюшной полости и малого таза

Все процедуры в данной области характеризуются схожими параметрами проведения и локализацией облучения. Отличием данных процедур от рассмотренных выше является преимущественное использование полей излучения больших размеров (размер поля на приемнике до 40 см в диаметре) и работа в прямой проекции. Иногда возможно использование косых проекций (LAO/RAO 15–30°), но это случается достаточно редко. Виды исследований, сопровождающиеся сменой боковых проекций и относительно небольшими полями, – процедуры эмболизации миомы матки и пластика подвздошных артерий. В связи с поочередной эмболизацией правых и левых артерий работа может идти на рабочих полях диаметром 20–25 см и наклонных проекциях 15–30° LAO/RAO, однако большинство процедур такого рода сопровождаются перекрытием полей в центральной части. Данная гипотеза была проверена с помощью собственных пленочных измерений [9], а также находит свое подтверждение в литературных данных [13,14]. При ИРЛИ в области брюшной полости и малого таза наибольший вклад в дозу пациента дает не столько режим рентгенографии, сколько режим просвечивания [15]. Возможные размеры полей во входной плоскости тела пациента – 15–26 см в диаметре, а наиболее часто используемый – около 20 см как для диагностики, так и для терапии.

Ввиду использования лишь прямой проекции для большинства процедур в данной области консервативной

оценкой МПДК являются все 100% от СКД. Коэффициент обратного рассеяния при используемых параметрах равен 1,4.

Таким образом, при вычислениях по формулам (2) и (3) получаем:

$K_d = 5,6 \text{ мГр/Гр} \cdot \text{см}^2$ при среднем диаметре поля на приемнике 25 см.

$K_d = 3,5 \text{ мГр/Гр} \cdot \text{см}^2$ при среднем диаметре поля на приемнике 30 см.

Отношение МПДК к КД составляет 1,4.

Обсуждение

Во многих странах используется подход к оценке вероятности возникновения кожных реакций, строящийся на предположении, что вся входная поглощенная доза накапливается в одном участке кожи [13, 14, 16]. В данной работе для рутинного использования были вычислены дозовые коэффициенты перехода к МПДК от наиболее информативной и доступной дозиметрической величины ПДП. Данные коэффициенты тоже были получены путем консервативной оценки, поэтому в некоторых случаях могут существенно завышать значения МПДК, однако они являются более реалистичными, чем оценка по общей величине КД. Также сделана оценка МПДК на основании измерений КД, и этот способ удобнее, т.к. не требует информации о среднем размере поля облучения, при котором проходит процедура, однако не все аппараты отображают данную величину.

К сожалению, и это подтверждено нашим и множеством других исследований [2–4, 9, 12, 17–20], невозможно найти однозначную корреляцию между ПДП или КД и МПДК даже в рамках одного вида исследования. Целью данной работы было не оценить точное значение МПДК, а лишь сделать его оценку более реалистичной для более обоснованных мер по предотвращению тканевых реакций кожи.

В процессе сбора данных для визуализации распределения дозы на поверхности кожи пациента и оценки МПДК для ряда процедур были проведены серии прямых измерений поглощенной дозы в коже с использованием специальных рентгеночувствительных пленок Gafchromic XR-RV3, результаты данной работы опубликованы ранее [9]. В таблице 1 проведено сравнение полученных расчетных данных и данных по реальным измерениям (пленочная дозиметрия, ТЛД) для ИРЛИ сосудов сердца – процедур, наиболее сложных в плане оценки распределения дозы в коже.

По результатам сравнения видно, что коэффициенты перехода, указанные в МУ 2.6.1.2944-11, в основном, ниже полученных в данной работе и опубликованных в результатах других исследований. Для новой редакции МУ 2.6.1.2944-11 были подготовлены обновленные коэффициенты перехода, проект изменений уже опубликован [23].

В таблице 2 представлены отношения МПДК к СКД для основных видов некоронарных исследований, так называемый коэффициент концентрации. Для сравнения взяты литературные данные с результатами прямых из-

Таблица 1

Коэффициенты перехода Kd от измеренного значения ПДП к МПДК для коронарных ИРЛИ

[Table 1]

The conversion coefficient (Kd) from the measured dose area product to the maximum skin dose for the coronary interventional procedures]

Вид исследования [Type of investigation]	Коэффициент перехода Kd, мЗв/(Гр×см ²) [Conversion coefficient Kd, mSv/(Gy·cm ²)]	Литературный источник [Source]
Сосуды сердца, диагностика [Diagnostic examination of cardiac vessels]	3,5	МУ 2.6.1.2944-11 [MU 2.6.1.29944-11]
	4,2	Наше исследование [This study]
	3,2–4,2	Наше исследование (пленки) [Own film measurements] [9]
	3,8	[21]
	4,3	[22]
	3,9	[4]
	9,6	[19]
	3,1–9,0	[19]
	7	МУ 2.6.1.2944-11 [MU 2.6.1.29944-11]
	10–14	Наше исследование [This study]
Сосуды сердца, терапия [Treatment on the cardiac vessels]	9,1–14,2	Наше исследование (пленки) [Own film measurements] [9]
	8,1	[21]
	8,7	[22]
	9,7	[4]
	14,9	[19]
	8,2–10,9	[19]

Таблица 2

Отношение МПДК к СКД для периферических ИРЛИ

[Table 2]

The ratio of the maximum skin dose (MSD) to the total skin dose (TSD) for the peripheral interventional procedures]

Область исследования [Location of procedure]	Отношение МПДК к СКД [Ratio of MSD to TSD]	Литературный источник [Source]
Сосуды головного мозга и каротидных зон, диагностика [Diagnostic examination of cerebral and carotid vessels]	0,6	Наше исследование [this study]
	0,51–0,61	[5]
	0,59	[24]
Сосуды головного мозга и каротидных зон, терапия [Treatment of cerebral and carotid vessels]	0,9	Наше исследование [this study]
	0,59–0,85	[5]
Органы абдоминальной области и малого таза [Examinations in abdominal and pelvic area]	1	Наше исследование [this study]
	0,78–0,93	[5]
	0,64–0,86	[5]
	0,80–0,94	[5]

мерений [5, 24]. Полученные нами соотношения МПДК к СКД оказались на верхней границе результатов прямых измерений, что отражает концепцию консервативной оценки – не пропустить случаи переоблучения кожи для всех процедур. Однако разброс в результатах прямых измерений (это касается и исследований сосудов сердца) говорит о возможности более точного расчета коэффициентов перехода – не по виду исследования в целом, а отдельно для конкретных процедур с учетом методики их проведения.

На основании статистики распределения геометрических параметров проведения ИРЛИ – размера поля облучения и используемых проекций – были построены предположения о возможной локализации и степени концентрации поглощенной дозы в определенных участках кожи. Для каждого вида исследований были рассчитаны консервативные значения коэффициентов перехода от регистрируемых дозиметрических параметров к МПДК. Значения рассчитаны на основании параметров для ангиографического оборудования с фильтрацией 3–4 мм Al, новое оборудование может иметь более жесткую фильтрацию, и соответственно, для расчетов необходимо будет использовать другое значение коэффициента обратного рассеяния (B).

Полученные в данной работе значения коэффициентов перехода от измеренного значения ПДП к МПДК для

интервенционных исследований и контрольные значения ПДП и КД для предотвращения детерминированных эффектов в коже представлены в таблице 3.

Заключение

В данной работе были рассмотрены закономерности распределения дозы на поверхности кожи пациента при проведении основных видов интервенционных исследований. Представлен алгоритм оценки распределения дозы в коже для каждого типа исследований, вычислен коэффициент концентрации дозы на поверхности кожи пациента. Анализ данных проводили на примере наиболее типичных процедур для каждого вида исследований.

В ходе проведения ИРЛИ дозиметрические данные, такие как суммарные значения ПДП и КД в режиме реального времени, отображаются на экране монитора. Ориентируясь на контрольные значения, представленные в данной работе, оперирующий рентгенохирург может учитывать возможный риск возникновения детерминированных эффектов, меняя условия облучения пациента во время процедуры. В случае же превышения контрольных значений рекомендуется информировать пациента о возможных кожных реакциях и вести 2-недельное наблюдение за состоянием кожи в месте возможного переоблучения с последующим применением, при необходимости, терапевтических мер.

Таблица 3

Значения коэффициентов перехода от измеренного значения ПДП к МПДК для интервенционных исследований и контрольные значения ПДП и КД для предотвращения детерминированных эффектов в коже

[Table 3

The conversion coefficient (Kd) from the measured dose area product to the maximum skin dose for the interventional procedures and the trigger values of dose area product (DAP) and cumulative dose (CD) to prevent the deterministic effects in the skin]

Вид исследования [Type of investigation]	Размер поля на приемнике, см [FOV, cm]	Kd, мГр/(Гр×см ²) [Kd, mGy/(Gy·cm ²)]	Контрольные значения* [Trigger values*]	
			ПДП, Гр·см ² [DAP, Gy·cm ²]	КД*, Гр [CD, Gy]
Ангиография сосудов сердца [Coronary angiography]	16–17	4,2	700	7,1
Ангиопластика сосудов сердца [Coronary angioplasty]	11–12	14	200	3,0
	16–17	10	300	
Ангиография сосудов головного мозга и каротидных зон [Angiography of cerebral and carotid vessels]	16	5,6	550	3,7
	20	3,8	800	
	30	2,8	1100	
Эмболизация сосудов головного мозга и каротидных зон [Embolization of cerebral and carotid vessels]	16	8	375	2,5
	25	5	600	
Интервенционные исследования органов абдоминальной области и малого таза [interventional examinations in abdominal and pelvic area]	25	5,6	550	2,1
	30	3,5	850	
	40	2	1500	

* – согласно рекомендациям МКРЗ, соответствуют значению МПДК в 3 Гр [1];
[* – according to ICRP Publications corresponding value of MSD is 3 Gy [1]].

Литература

1. ICRP. Publication 85. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. Ann. ICRP. Vienna, Pergamon Press; 2000. vol. 30, № 2. 68 p.
2. Голиков В.Ю., Сарычева С.С., Балонов М.И., Кальницкий С.А. Оценка доз облучения пациентов при проведении интервенционных рентгенологических исследований // Радиационная гигиена. 2009. Т. 2, № 3. С. 26-31.
3. Chida K., Kagaya Y., Saito H., et al. Total entrance skin dose: an effective indicator of maximum radiation dose to the skin during percutaneous coronary intervention // American Journal of Roentgenology. 2007. Vol. 189, No 4. P. 224-227.
4. Karambatsakidou A., Tornvall P., Saleh N., et al. Skin dose alarm levels in cardiac angiography procedures: is a single DAP value sufficient? // British Journal of Radiology. 2005. Vol. 78, No 933. P. 803-809.
5. Miller D.L., Balter S., Cole P.E., et al. Radiation doses in interventional radiology procedures: The RAD-IR study: Part II: Skin Dose // J Vasc Interv Radiol. 2003. No 14. P. 977-990.
6. Галстян И.А., Надежина Н.М. Местные лучевые поражения как осложнения медицинского облучения // Мед. радиология и рад. безопасность. 2012. Т. 57, № 5. С. 31-36.
7. Амирасланов, Ю.А., Светухин А.О., Жуков Д.В., и др. Местные лучевые поражения при эндоваскулярных вмешательствах на коронарных артериях // Диагностическая и интервенционная радиология. 2007. Т. 2, № 1. С. 48-54.
8. Balter S., Fletcher D.W., Kuan H.M., et al. Techniques to estimate radiation dose to skin during fluoroscopically guided procedures // J Vasc Interv Radiol. 2001. No 13. P. 391-397.
9. Сарычева С.С. Измерение поглощенной дозы в коже пациентов, подвергающихся интервенционным исследованиям, с помощью радиохромных пленок Gafchromic XR-RV3 // Радиационная гигиена. 2019. Т. 12, № 4. С. 89-95.
10. Pitton M.B., Kloeckner R., Schneider J. Radiation exposure in vascular angiographic procedures // J Vasc Interv Radiol. 2012. No 23. P. 1487-1495.
11. ICRU. Publication 74. Patient Dosimetry for X-rays used in medical imaging // Journal of the ICRU. 2005. Vol 5, No 2. 116 p.
12. Rampado O., Ropolo R. Entrances skin dose distribution maps for interventional neuroradiological procedures: a preliminary study // Radiation Protection Dosimetry. 2005. Vol. 117, No 1-3. P. 256-259.
13. Neocleous A., Yakoumakis E., Gialousis G., et al. Dosimetry using Gafchromic XR-RV2 radiochromic films in interventional radiology // Radiation Protection Dosimetry. 2011. Vol. 147, No 1-2. P. 78-82.
14. NCRP Report 168. Radiation dose management for fluoroscopically-guided interventional procedures // National Council on Radiological Protection. 2010. 314 p.
15. McParland B.J. A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures // The British Journal of Radiology. 1998. 71. P. 175-185.
16. Rehani M., Srimahachota S. Skin injuries in interventional procedures // Radiation Protection Dosimetry. 2011. Vol. 147, No 1-2. P. 8-12.
17. Chida K., Saito H., Otani H., et al. Relationship between Fluoroscopic Time, Dose-Area Product, Body Weight and Maximum Radiation Skin Dose in Cardiac Interventional Procedures // Am J Roentgenol. 2006. No 186. P. 774-778.
18. D'Ercole L., Mantovani L., Zappoli T.F., et al. A study on Maximum Skin Dose in Cerebral Embolization Procedures // American Journal of Neuroradiology. 2007. No 28. P. 503-507.
19. Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures / TecDoc-1641 // Vienna: International Atomic Energy Agency, 2010. 95 p.
20. Struelens L., Vanhavere F., Bosmans H., et al. Skin dose measurements on patients for diagnostic and interventional neuroradiology: a multicentre study // Radiation protection dosimetry. 2005. Vol. 114, No 1-3. P. 143-146.
21. Hansson B., Karambatsakidou A. Relationships Between Entrance Skin Dose, Effective Dose and Dose Area Product for Patients in Diagnostic and Interventional Cardiac Procedures // Radiation Protection Dosimetry. 2000. Vol. 90, No 1-2. P. 141-144.
22. Padovani R., Quai E. Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review // Radiation Protection Dosimetry. 2005. Vol. 117, No 1-3. P. 217-221.
23. Голиков В.Ю., Чипига Л.А., Водоватов А.В., Сарычева С.С. Дополнения и изменения в оценке эффективных доз внешнего облучения пациентов при медицинских исследованиях // Радиационная гигиена. 2019. Т. 12, № 3. С. 120-132.
24. Neil S., Padgham C., Martin C.J. A study of the relationship between peak skin dose and cumulative air kerma in interventional neuroradiology and cardiology // J. Radol. Prot. 2010. Vol. 30, No 4. P. 659-672.

Поступила: 20.04.2020 г.

Сарычева Светлана Сергеевна – кандидат биологических наук, старший научный сотрудник Санкт-Петербургского Научно-исследовательского института радиационной гигиены имени профессора П.В. Рамзаева Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека. **Адрес для переписки:** 197101, Россия, Санкт-Петербург, ул. Мира, д. 8; E-mail: Svetlana2003@mail.ru

Для цитирования: Сарычева С.С. Оценка дозовых параметров, определяющих вероятность возникновения детерминированных эффектов в коже пациентов, подвергающихся интервенционным рентгенологическим исследованиям // Радиационная гигиена. 2020. Т. 13, № 3. С. 77-86. DOI: 10.21514/1998-426X-2020-13-3-77-86

Evaluation of dose parameters defining the probability of deterministic effects in the skin of patients undergoing interventional radiological examinations

Svetlana S. Sarycheva

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 study is devoted to the assessment of dose parameters determine the probability of deterministic effects in the skin for patients undergoing high-dose interventional radiological examinations. Particular attention is paid to the analysis of the geometry of the absorbed dose distribution over the patient's skin for the main types of interventional examinations. The aim of this study was to clarify the methodology for assessment of the maximum absorbed dose in the patients' skin, taking into account new data. The data collection was carried out in nine city hospitals from Sankt-Petersburg; detailed information about more than 400 procedures was obtained. The data about operation technique for the main types of interventional examinations, physical, technical, geometric and dosimetric parameters for each procedure were registered. Based on the statistical data on distribution of geometric procedure parameters (fields size and projections) possible localizations and values of the absorbed dose in certain areas of the patients' skin were determined. An updated methodology for skin dose assessment based on the recorded dosimetric value of dose area product considering the radiation fields size was presented. As an alternative, an estimation of the maximum skin dose based on the cumulative air kerma at the patient's reference point – «representative» point for the patient's skin considering the tube rotation was proposed. This method does not require the information on used field size. The conservative conversion coefficients from the measured dosimetric values to the peak skin dose and trigger values to prevent deterministic effects in the patients' skin were calculated.

Key words: interventional radiology, skin dose, conversion coefficients.

References

1. ICRP. Publication 85. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. Ann. ICRP. Vienna, Pergamon Press; 2000; 30(2): 68.
2. Golikov VYu, Sarycheva SS, Balonov MI, Kalnitsky SA. Estimation of patient exposure under intervention radiological examinations. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2009;2(3): 26-31 (In Russian).
3. Chida K, Kagaya Y, Saito H, Takai Y, Takahashi S, Yamada S, et al. Total entrance skin dose: an effective indicator of maximum radiation dose to the skin during percutaneous coronary intervention. *Am J Roentgenol*. 2007;189(4): 224-227.
4. Karambatsakidou A, Tornvall P, Saleh N, Chouliaras T, Lofberg PO, Fransson A. Skin dose alarm levels in cardiac angiography procedures: is a single DAP value sufficient? *Br J Radiol*. 2005;78(933): 803-809.
5. Miller DL, Balter S, Cole PE, et al. Radiation doses in interventional radiology procedures: The RAD-IR study: Part II: Skin Dose. *J Vasc Interv Radiol*. 2003;14: 977-990.
6. Galstyan IA, Nadezhina NM. Local Radiation Injuries as Complications of Medical Radiation Exposure. *Meditsinskaya radiologiya i radiatsionnaya bezopasnost = Medical Radiology and Radiation Safety*. 2012;57(5): 31-36. (In Russian).
7. Amiraslanov YA, Svetukhin AO, Zhukov DV, Shchepilov DV, Ukhin SA, Maltsev AA. Local radiation injuries gained due to endovascular interventions of coronary arteries. *Diagnosticheskaya i intervensionnaya radiologiya = Diagnostic and Interventional Radiology*. 2007;2(1): 48-54. (In Russian).
8. Balter S, Fletcher DW, Kuan HM, Miller D, Richter D, Seiss H, et al. Techniques to estimate radiation dose to skin during fluoroscopically guided procedures. *J Vasc Interv Radiol*. 2001;13: 391-397.
9. Sarycheva SS. Patients skin dose measurements during interventional radiological examinations using Gafchromic XR-RV3 FILM. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*, 2019;12(4): 89-95. (In Russian)
10. Pitton MB, Kloeckner R, Schneider J. Radiation exposure in vascular angiographic procedures. *J Vasc Interv Radiol*. 2012;23: 1487-1495.
11. ICRU. Publication 74. Patient Dosimetry for X-rays used in medical imaging. *Journal of the ICRU*. 2005;5(2): 116.
12. Rampado O, Ropolo R. Entrances skin dose distribution maps for interventional neuroradiological procedures: a preliminary study. *Radiation Protection Dosimetry*. 2005;117(1-3): 256-259.
13. Neocleous A, Yakoumakis E, Gialousis G, Dimitriadis A, Yakoumakis N, Geargiou E. Dosimetry using Gafchromic XR-RV2 radiochromic films in interventional radiology. *Radiation Protection Dosimetry*. 2011;147(1-2): P. 78-82.
14. NCRP Report 168. Radiation dose management for fluoroscopically-guided interventional procedures. *National Council on Radiological Protection*. 2010: 314.
15. McParland BJ. A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures. *Br J Radiol*. 1998;71: 175-185.
16. Rehani M, Srimahachota S. Skin injuries in interventional procedures. *Radiation Protection Dosimetry*. 2011; 147(1-2): 8-12.
17. Chida K, Saito H, Otani H, Kohzuki M, Takahashi Sh, Yamada Sh, et al. Relationship between Fluoroscopic Time, Dose-Area Product, Body Weight and Maximum Radiation Skin Dose in Cardiac Interventional Procedures. *Am J Roentgenol*. 2006; 186: 774-778.

Svetlana S. Sarycheva

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

Address for correspondence: Mira Str., 8, Saint-Petersburg, 197101, Russia; E-mail: Svetlana2003@mail.ru

18. D'Ercole L, Mantovani L, Zappoli TF, Bocchiola M, Azzaretti A, Maria FDi, et al. A study on Maximum Skin Dose in Cerebral Embolization Procedures. *American Journal of Neuroradiology*. 2007;28: 503-507.
19. Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures / TecDoc-1641. Vienna: International Atomic Energy Agency. 2010:95.
20. Struelens L, Vanhavere F, Bosmans H, Van Loon R, Mol H. Skin dose measurements on patients for diagnostic and interventional neuroradiology: a multicentre study. *Radiation Protection Dosimetry*. 2005;114(1-3): 143-146.
21. Hansson B, Karambatsakidou A. Relationships Between Entrance Skin Dose, Effective Dose and Dose Area Product for Patients in Diagnostic and Interventional Cardiac Procedures. *Radiation Protection Dosimetry*. 2000;90(1-2): 141-144.
22. Padovani R, Quai E. Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review. *Radiation Protection Dosimetry*. 2005;117(1-3): 217-221.
23. Golikov VYu, Chipiga LA, Vodovatov AV, Sarycheva SS. Supplements and adjustments to the method of the assessment of the effective dose from the external exposure of the patients. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2019;12(3): 120-132. (In Russian).
24. Neil S, Padgham C, Martin CJ. A study of the relationship between peak skin dose and cumulative air kerma in interventional neuroradiology and cardiology. *Journal of Radiological Protection*. 2010;30(4): 659-672.

Received: April 20, 2020

For correspondence: Svetlana S. Sarycheva – candidate of biological sciences, Senior Scientific Researcher of 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, St. Petersburg, 197101, Russia; E-mail: Svetlana2003@mail.ru)

For citation: Sarycheva S.S. Evaluation of dose parameters defining the probability of deterministic effects in the skin of patients undergoing interventional radiological examinations. *Radiatsionnaya Gygiena = Radiation Hygiene*. 2020. Vol. 13, No 3. P. 77-86. (In Russian) DOI: 10.21514/1998-426X-2020-13-3-77-86.