

ОБЕСПЕЧЕНИЕ РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ В РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ И ИНТЕРВЕНЦИОННОЙ РАДИОЛОГИИ

Наркевич Б.Я., Долгушин Б.И.

Проанализированы специфические особенности проблемы обеспечения радиационной безопасности пациентов и персонала при диагностическом и лечебном применении процедур рентгеновской компьютерной томографии и интервенционной радиологии. Рассмотрены основные физические и клинические факторы, влияющие на уровень облучения пациентов и персонала. Представлены литературные данные по лучевой нагрузке на пациентов и персонал при указанных процедурах. Приведены конкретные рекомендации по снижению доз медицинского и профессионального облучения в соответствии с нормативными документами России и международных организаций.

ФГБУ «Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина РАМН».
г. Москва, Россия

Ключевые слова: радиационная безопасность, рентгеновская компьютерная томография, интервенционная радиология, лучевая нагрузка, дозы медицинского и профессионального облучения.

RADIATION SAFETY ASSURANCE IN COMPUTED TOMOGRAPHY AND INTERVENTIONAL RADIOLOGY

Narkevich B.YA., Dolgushin B.I.

We analyzed the problem of patient and personnel radiation safety assurance when using computed tomography and interventional radiology for diagnostic and therapeutic procedures. The basic physical and clinical factors that influence the level of exposure were considered. Literature data on patient and personnel radiation exposure has been presented. Guidelines for reducing patient and personnel radiation exposure according to the normative Russian and international documents have been provided.

Federal State Institution «Blokhin Cancer Research Center RAMS».
Moscow, Russia

Keywords: radiation safety, computed tomography, interventional radiology, radiation exposure, patient and personnel radiation dose

Кодной из актуальных проблем в использовании таких высоких медицинских технологий, как рентгеновская компьютерная томография (КТ) и интервенционная радиология (ИР) под рентгеновским контролем, относится обеспечение радиационной безопасности (РБ) пациентов и персонала. Это обусловлено как значительным ростом частоты проведения подобных исследований, так и обострением внимания широкой общественности к проблеме обеспечения РБ населения в целом от любых источников облучения, в том числе и рентгеновских исследований. В России данная ситуация усугубляется практически полной неграмотностью подавляющего большинства людей по данной проблеме. По данным Международного агентства по

атомной энергии (МАГАТЭ) и Научного комитета ООН по действию атомной радиации, средняя годовая эффективная доза от медицинского облучения на каждого жителя Земли возросла с 0,3 мЗв в 1993 году до 0,64 мЗв в 2008 году[1]. При этом основной вклад в увеличение средней эффективной дозы обусловлен все более широким применением различных рентгенологических процедур, прежде всего КТ и ИР. В частности, в США количество процедур КТ увеличилось с 13 млн за 1990 г. до 62 млн за 2006 г. (из них - 7 млн у детей), что привело к повышению средней годовой эффективной дозы до 3,0 мЗв.

Такой рост лучевой нагрузки от медицинского облучения обусловлен не только расширением круга клинических показаний к ис-

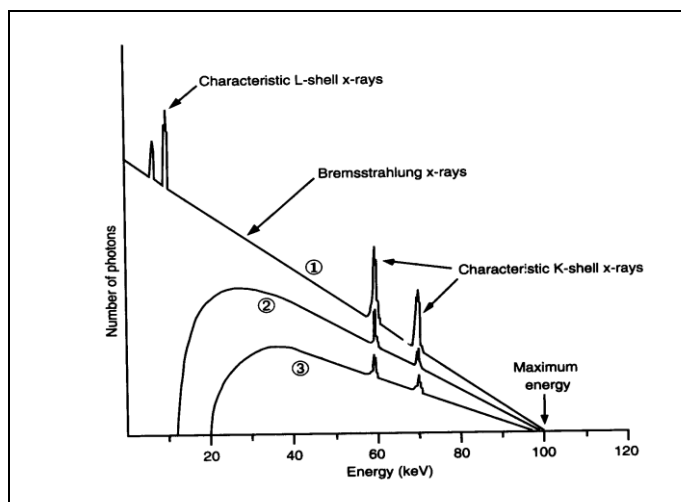


Рис. 1. График распределения спектра рентгеновского излучения.

1 - Спектр на аноде. 2 - После выходного окна трубки (собственная фильтрация). 3 - После добавочного фильтра (дополнительная фильтрация).

пользованию ИР и КТ и улучшением функциональных возможностей современной аппаратуры, но и целым рядом негативных факторов. К ним относится неоправданно избыточное использование средств рентгенодиагностики, прежде всего КТ. По оценкам ряда специалистов, до 30 – 50 % КТ полностью или частично не соответствуют известному принципу ALARA, в соответствии с которым диагностический эффект должен быть заведомо выше, чем риск отказа от проведения КТ и риск возникновения радиационно-индуцированных поражений пациента с учетом стоимости исследования и наличия альтернативных нерадиационных методов исследования одинаковой диагностической информативности [1]. Последние данные свидетельствуют, что при КТ с повышенными дозами облучения такие поражения становятся уже реальными [2].

Другим фактором является низкая подготовка подавляющего большинства рентгенологов в области радиационной гигиены вообще и обеспечения РБ в рентгенологии в частности. При этом такая ситуация имеет место не только у нас в стране, но и в зарубежных клиниках. Например, при опросе 130 рентгенологов нескольких клиник, среди которых были 40 ведущих специалистов с большим опытом, выяснилось, что практически все они не знают основных дозиметрических характеристик рентгенодиагностических исследований, не знакомы ни с понятиями радиационного риска, ни с элементарными мерами по обеспечению РБ пациентов и персонала [3].

В связи с этим рассмотрим наиболее важные положения по РБ и соответствующие требования нормативных документов к обеспе-

чению радиационной защиты пациентов и персонала в КТ и ИР.

Дозиметрические основы радиационной безопасности.

Рентгеновские трубки современных аппаратов и томографов испускают поток ионизирующих фотонов, которые взаимодействуют с веществом, в том числе и с биологическими тканями. Энергетический спектр рентгеновского излучения имеет вид непрерывной колоколообразной кривой (Рис. 1).

Правая граница спектра соответствует максимальной энергии фотонов, величина которой совпадает со значением напряжения на рентгеновской трубке (обычно 100 – 130 кэВ, при маммографии - 25–30 кэВ), а положение левой границы определяется материалом и толщиной установленного на трубке рентгеновского фильтра (обычно 10 – 20 кэВ). При напряжении на трубке выше 90 – 100 кВп (т.е. в пике выпрямленного напряжения) на непрерывном спектре возникают узкие пики характеристического излучения вольфрама, из которого обычно изготавливают анод трубки. При повышении напряжения на рентгеновской трубке максимальная энергия излучения по оси абсцисс сдвигается вправо, в спектре появляются новые линии характеристического излучения. При увеличении тока через трубку форма спектра не изменяется, а сам спектр пропорционально току возрастает по оси ординат, характеризуя соответствующее увеличение экспозиции, которая представляет собой произведение тока, проходящего через трубку, и продолжительности облучения, и измеряется в единицах мАс. При введении металлического фильтра в пучок рентгеновского излучения низкоэнергетическая («мягкая») часть спектра подавляется, тогда как высокоэнергетическая («жесткая») часть остается практически без изменения. Такое подавление позволяет снизить лучевую нагрузку на пациента, поскольку при отсутствии фильтра «мягкие» фотоны поглощаются в теле пациента, не вынося из него никакой полезной диагностической информации.

Рентгеновские фотоны указанного диапазона энергии активно взаимодействуют с атомами тех химических элементов, из которых состоит облучаемый объект, в том числе и с биологическими тканями. Такое взаимодействие происходит посредством трех фундаментальных физических эффектов:

- когерентное рассеивание фотонов с изменением направления распространения излучения без изменения своей энергии (релеевское рассеивание);
- некогерентное рассеивание фотонов с изменением направления и с потерей части своей первоначальной энергии (комптоновское рассеивание);
- фотоэлектрическое поглощение фотонов.

В результате второго и третьего указанных процессов происходит поглощение энергии рентгеновского излучения, что приводит к возникновению в биологических тканях различных радиационно-индуцированных эффектов, а также лежит в основе формирования рентгеновских изображений.

Основной физической мерой такого радиационного воздействия является доза излучения. В радиационной гигиене, а также в медицинской радиологии, в том числе и в ИР, обычно пользуются следующими физическими величинами дозы излучения.

- Поглощенная доза. Она представляет собой отношение поглощенной в облучаемом веществе энергии излучения к массе этого вещества. В международной системе физических единиц СИ единицей поглощенной дозы является 1 Грей. При этом $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$. Поглощенные дозы в медицине чаще всего используют для планирования, проведения и контроля лучевой терапии больных, реже – для оценки органных и поверхностных доз облучения в радиологии.
- Эквивалентная доза. Это - произведение поглощенной дозы и, так называемого, коэффициента качества излучения. Для фотонов и электронов, в том числе и для рентгеновского излучения, коэффициент качества принят равным 1. Единицей эквивалентной дозы является Зиверт (Зв). Ясно, что для рентгеновского излучения $1 \text{ Зв} = 1 \text{ Гр}$. Эквивалентная доза обычно используется для оценки уровней профессионального облучения персонала и диагностического облучения пациентов при рентгенологических процедурах. Эквивалентная доза необходима для оценки биологического эффекта воздействия тех видов ионизирующих излучений, для которых коэффициент качества больше 1 (нейтроны, протоны, альфа-частицы и др.).

- Эффективная доза. Она является основной дозиметрической величиной, по которой в соответствии с основным нормативным документом в области обеспечения радиационной безопасности НРБ-99/2009 [4] должен проводиться радиационный контроль уровней профессионального облучения персонала и медицинского облучения пациентов. Она представляет собой взвешенную сумму эквивалентных органных доз. При этом тканевые весовые коэффициенты официально утверждены Международными комиссиями как по радиологической защите, так и по радиационным величинам и единицам (МКРЗ и МКРЕ соответственно), а сама эффективная доза рекомендуется в качестве основной контролируемой величины в радиационной гигиене и в медицинской радиологии. Значения этих коэффициентов были выбраны исходя из радиационных рисков возникновения злокачественных опухолей, генетических повреждений и сокращения продолжительности жизни. Поскольку при определении

такой взвешенной суммы учитывается степень радиобиологического воздействия на все без исключения жизненно важные органы, эффективная доза позволяет учесть совокупный вред, причиняемый пространственно-неоднородным облучением на организм человека в целом. Ее второе основное достоинство – возможность суммирования лучевых нагрузок от исследований разного типа, например, от ангиографии головного мозга и радионуклидной сцинтиграфии костей скелета. Никакие другие дозы подобным свойством аддитивности не обладают. Вполне ясно, что эффективная доза рассчитывается в тех же единицах, что и эквивалентная доза, т.е. в Зивертах, а в научной литературе обозначается как E.

Кроме того, в ИР существуют три специфические дозиметрические величины, которые часто используются для оценки лучевой нагрузки на пациента и, в меньшей степени, на персонал.

- Кумулятивная доза. В КТ и ИР обычно используют аппараты с изоцентрической системой визуализации, прежде всего аппараты со штативом типа С-дуга и КТ-сканеры с вращающимся гентри. В радиационном поле от таких аппаратов можно выделить точку, лежащую на пересечении центральной оси пучка рентгеновского излучения и центральной оси вращения рентгеновского излучателя вокруг тела пациента. Эта точка называется изоцентром. Если мысленно перемещаться от изоцентра вдоль оси пучка излучения по направлению к рентгеновской трубке, то на расстоянии 15 см от изоцентра будет располагаться точка, которую называют референсной точкой дозы. Реально эта точка располагается либо на поверхности тела пациента, либо немного ниже или выше её. Именно в нее помещают дозиметр для измерений дозы или мощности дозы при фантомных экспериментах. Дозу, измеренную в референсной точке, называют кумулятивной дозой и обозначают как CD. Точно так же, как и для поглощенной дозы, единицей кумулятивной дозы является Грей.

- Входная кожная доза. По её названию ясно, что она характеризует уровень радиационного воздействия на наиболее чувствительный орган при радиологических исследованиях – дозу облучения кожи. Она также измеряется в единицах Гр или, чаще всего, в мГр и обозначается как ESD. При реальных *in vivo* измерениях миниатюрный дозиметр (обычно термолюминесцентный) для измерений входной кожной дозы располагают непосредственно на коже пациента в радиационном поле пучка рентгеновского излучения, но вне исследуемой анатомической области тела. При таком расположении дозиметр регистрирует как фотоны первичного пучка от рентгеновского излучателя, так и обратно рассеянное из тела пациента излучение.

• Произведение доза × площадь. Эта дозиметрическая величина измеряется практически в любой ИР-процедуре с помощью специальной трансмиссионной ионизационной камеры, размещаемой непосредственно на выходе пучка рентгеновского излучения из рентгеновской трубки. Она позволяет определить уровень облучения пациента по величине произведения поглощенной дозы и площади облучаемого участка кожи (dose area product – DAP) в единицах Гр×см² с учетом кожно-фокусного расстояния. Все современные рентгенодиагностические аппараты, в том числе и КТ-сканеры, снабжаются подобной камерой, показания от которой выводятся на пульт управления в единицах Гр×см². В отличие от входной кожной дозы при измерениях DAP не учитывается вклад обратно рассеянного излучения.

В многоцентровом исследовании [5] при фантомных экспериментах для типичных ИР-процедур были получены линейные регрессионные зависимости входной кожной дозы ESD от кумулятивной дозы в референсной точке CD и от произведения: доза × площадь DAP:

$$ESD \text{ (мГр)} = 206 + 0,515CD \text{ (мГр)} \quad (1)$$

$$ESD \text{ (мГр)} = 249 + 5,2DAP \text{ (Гр×см}^2\text{)}. \quad (2)$$

Однако, при CD < 500 мГр или DAP < 50 Гр×см² эти формулы теряют точность. Кроме того, нужно учитывать, что величины CD и DAP измеряются в воздухе без фантома, из-за чего не учитывается вклад в дозу от излучения, обратно рассеянного из тела пациента, в точку расположения дозиметра. Вследствие этого, величина ESD реально может быть больше на 10 – 40 %, чем вычисленная по этим формулам. При ИР-процедурах под управлением КТ кожные дозы существенно снижаются, но очень сильно зависят от квалификации и опыта рентгенохирурга.

При проведении КТ-сканирования, в том числе и ИР-процедур на основе КТ, например при КТ-ангиографии, применяются также еще 2 специфические дозиметрические величины.

• Компьютерно-томографический индекс дозы. Не вдаваясь в математические подробности строгого определения этой величины, отметим только, что она по существу является усредненной по всему поперечному сечению скана поглощенной дозой за один оборот рентгеновского излучателя, обозначается как CTDI_w и измеряется в единицах мГр. Ее изменения вдоль продольной оси тела пациента или фантома характеризуют соответствующий профиль пространственного дозового распределения в облучаемом участке тела. Для спиральных многосрезовых КТ-сканеров эта дозиметрическая характеристика уточняется в зависимости от выбранного значения питча (питч р равен отношению перемещения стола за один оборот к толщине среза) и обозначается как CTDI_{vol}. При питче р = 1 имеет место равенство этих

дозовых индексов, а при р ≠ 1 между ними имеет место соотношение CTDI_{vol} = CTDI_w/р.

• Произведение: доза × длина сканирования. Она определяется как:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L, \quad (3)$$

где L – длина сканирования в см. Поэтому величина DLP измеряется в единицах мГр×см. На современных КТ-сканерах значение DLP выводится непосредственно на экран монитора и может быть использовано для определения лучевой нагрузки на пациента.

Обеспечение радиационной безопасности пациентов.

Данная проблема носит комплексный характер, и, вследствие большой сложности, ее до сих пор нельзя считать решенной исчерпывающим образом. Здесь следует выделить целый ряд физико-технических и радиационно-гигиенических аспектов.

Формирование лучевой нагрузки на пациента.

Специфической особенностью рентгенодиагностики, в том числе ИР-процедур под рентгенологическим контролем, является большое число факторов, прямо или косвенно влияющих на уровень облучения. К ним относятся:

- радиационный выход рентгеновского излучателя, который, в свою очередь, зависит от напряжения и тока рентгеновской трубки;
- толщина и материал собственного и дополнительного фильтров на трубке;
- геометрия облучения, в том числе расстояние фокус – поверхность, размеры поля облучения на поверхности тела, расходимость пучка, угол его падения на поверхность тела, коллимация пучка излучения и т.п.;
- общая продолжительность облучения в рентгеноскопии и рентгенографии;
- антропометрические параметры тела пациента, особенно толщина облучаемого участка тела;
- наличие, расположение и характеристики используемых средств индивидуальной радиационной защиты пациента.

Помимо указанных факторов дозообразующими факторами при многосрезовой КТ также являются:

- скорость вращения рентгеновского излучателя в гентри КТ-сканера;
- величина питча;
- ширина дуговой детекторной сборки многосрезового КТ-сканера;
- объем сканируемого участка тела;
- протокол КТ-сканирования, в том числе, значение DLP и количество серий сканирования.

По сравнению с обычными рентгенодиагностическими исследованиями спецификой

ИР-процедур является резкое возрастание продолжительности облучения больного в режимах как рентгенографии, так и, в особенности, рентгеноскопии. Поэтому данный дозообразующий фактор становится доминирующим по сравнению со всеми остальными. При этом нужно помнить, что облучению подвергаются не только те биологические ткани пациента, которые лежат по направлению распространения первичного пучка рентгеновского излучения, но и окружающие исследуемый участок ткани, которые облучаются когерентно и некогерентно рассеянным излучением. На современных многосрезовых КТ-сканерах продолжительность облучения существенно меньше, но вследствие конусной геометрии пучка рентгеновского излучения вклад рассеянных фотонов в эффективную дозу облучения значительно выше, чем при ИР-процедурах.

Анализ данных по лучевой нагрузке на пациентов.

В соответствии с основной концепцией медицинского облучения [4] при проведении любых КТ- и ИР-процедур необходимо обеспечить получение диагностически достоверной информации и (или) клинически выраженного терапевтического эффекта при минимально возможном облучении больного. Специфика ИР-процедур состоит в том, что уровни лучевой нагрузки на пациентов значительно превышают таковые для всех остальных видов лучевой диагностики и ядерной медицины, причем в ряде случаев они могут обусловить клинически выраженные радиационно-индуцированные поражения. Например, при транскатетерной эмболизации опухолей эффективная доза E может достигать 100 мЗв, тогда как при КТ туловища с контрастированием – 20 мЗв, типовой рентгенографии органов грудной клетки – только 0,1 мЗв.

При ИР-процедурах наибольшую опасность представляет собой облучение кожи пациента, особенно со стороны расположения рентгеновского излучателя. Все возникающие радиационно-индуцированные поражения кожи относятся к так называемым детерминированным эффектам радиационного воздействия, которые характеризуются тем или иным дозовым порогом. Его величина зависит от типа поражения и индивидуальной радиочувствительности пациента. Если полученная доза ESD превышает порог, то выраженность и степень тяжести поражения монотонно возрастают с величиной дозы, хотя тяжесть того или иного поражения часто становится ясной только через несколько недель и даже месяцев после облучения при ИР-процедурах.

Также возможны, но очень маловероятны, стохастические радиационные поражения в виде возникновения злокачественных опухолей в тех органах, которые находятся в зоне действия пучка рентгеновского излучения при ИР-

процедурах. Считается, что типичная ИР-процедура увеличивает риск возникновения фатального рака в среднем менее, чем на 0,5 %. При наихудшем сценарии облучения, т.е. при $E \geq 100$ мЗв риск возрастает на 5 % на каждый 1 Зв накопленной эффективной дозы.

Что касается конкретных значений лучевой нагрузки на пациентов, то здесь большой интерес представляют результаты межцентровых исследований в рамках проекта RAD-IR (Radiation Dose in Interventional Radiology), организованных на уровне национального проекта Обществом интервенционной радиологии США [5]. В проекте приняли участие 7 ведущих клинических центров США. Всего в ИР-процедурах 35 видов на рентгеновских аппаратах 12 типов была проведена дозиметрия для 2142 пациентов, а также было проведено более 580 фантомных экспериментов. Было показано, что усредненные кумулятивные дозы CD более 1 Гр имели место у 1108 пациентов из 2142 (52 %), более 2 Гр – у 30 %, более 3 Гр – у 19 %, более 5 Гр – 6 % больных. Высокие дозы (свыше 1 Гр) были связаны с проведением трансъюглярного внутрипеченочного портокавального шунтирования – 74 %, висцерального и ренального стентирования – 64 %, эмболизацией опухолей – 64 %, билиарным дренированием – 33 %, нефростомией – 12 %. При эмболизации маточных артерий доза более 5 Гр была у 9 % больных. Кумулятивная доза CD более 5 Гр наблюдалась у 128 из 2142 больных (6 %).

В том же исследовании [5] было установлено, что между CD и DAP , а также между продолжительностью рентгеноскопии и CD имеет место хорошая корреляция ($r = 0,83$ и $0,79$ соответственно при $p < 0,000001$).

Входную кожную дозу ESD методом дозиметрии *in vivo* измерили у 800 пациентов, из которых у 343 были проведены не нейрорадиологические ИР-процедуры. Оказалось, что кожные дозы более 1 Гр имели место у 36 %, более 2 Гр – у 16 %, более 3 Гр – у 7 % и более 5 Гр – у 0,5 % больных. Только 6 типов ИР-процедур из 35 реализуются при уровне облучения кожи менее 1 Гр, в том числе нефростомия без обструкции, ангиография легких с постановкой и без постановки фильтра в нижнюю полую вену, самостоятельная постановка такого фильтра, эмболизация варикозно-расширенных вен семенного канатика, эмболизация артериовенозных мальформаций (всего 118 наблюдений).

Аналогичные межцентровые исследования были проведены и для КТ-сканирования [6]. В них участвовали 6 ведущих клиник из 6 различных стран. Фантомные и *in vivo* измерения дозиметрических характеристик проводились на 9 КТ-сканерах разных фирм-изготовителей. Всего было исследовано 707 пациентов, из них выполнена КТ области живота у 293 чел., грудной клетки – у 240 чел., головы – у 174 чел. По-

казано, что для указанных анатомических областей значения $CTDI_{vol}$ варьировали в диапазонах 9,5 – 19,5, 6 – 19 и 51 – 140 мГр соответственно, а значения DLP – в диапазонах 402 – 740, 203 – 540 и 386 – 720 мГр×см соответственно.

В подавляющем большинстве работ по определению лучевой нагрузки на пациентов при КТ и ИР значения эффективной дозы, как правило, отсутствуют. Основной причиной такой ситуации являются принципиальные трудности пересчета показаний дозиметров, выраженных в единицах DAP , DLP или ESD , к величине эффективной дозы E в единицах мЗв, как это требуется в нормативных документах НРБ-99/2009 [4] и в ОСПОРБ-99/2010 [7]. В литературе предлагаются различные коэффициенты пересчета, которые обычно определяются методом фантомных измерений, однако необходимой точности пересчета они не обеспечивают. Поскольку величину E оценивают в этих экспериментах на стандартизованных дозиметрических фантомах, для конкретного пациента может быть получена только приблизительная оценка значения эффективной дозы E . Тем не менее, углубленные исследования показали, что эффективная доза при КТ-колонографии варьирует для многосрезовых КТ-сканеров от 4 до 12 мЗв, причем у женщин она на ~ 30 % выше вследствие попадания яичников в поле облучения пучком первичного излучения [8]. Аналогичное исследование было проведено для КТ-ангиографии, где эффективная доза варьировала от 5 до 15 мЗв, а также для КТ-исследования кальцификации коронарных артерий, где тот же показатель составил 2 – 12 мЗв [9]. Подобные оценки с достаточной степенью достоверности для ИР-процедур пока отсутствуют, но можно указать, что их диапазон очень широк – от 1 до 40 мЗв.

Соответствующие коэффициенты пересчета к эффективной дозе приведены в методических указаниях [10] для типовых режимов рентгенологических исследований взрослых и детей, в том числе и для КТ. Однако при этом нужно учитывать, что МКРЗ недавно изменила значения тканевых весовых факторов для вычисления эффективной дозы облучения в своей новой фундаментальной Публикации 103 [11], и эти изменения в методических указаниях [10] пока не учтены, что может привести к значительным погрешностям в оценках эффективной дозы [12].

В научной литературе теперь активно обсуждается вопрос о необходимости установления контрольных (так называемых референсных) уровней облучения пациентов при ИР-процедурах. Предлагается такие уровни связывать с типом и степенью сложности проводимой процедуры, а также с типом и тяжестью патологического процесса у больного. При этом предполагается регламентировать про-

должительность рентгеноскопии, полное число рентгенограмм на процедуру и значения DAP . Без сомнения, столь сложная процедура ограничения уровней облучения натолкнется на целый ряд затруднений при ее внедрении в реальную клиническую практику. Очевидно, именно поэтому не выработаны общепринятые рекомендации по референсным уровням облучения. Свидетельством этому может служить Публикация 1346 МАГАТЭ [13], в которой по результатам межцентровых исследований в 5 странах удалось конкретизировать референсные уровни DAP только для коронарной ангиографии (50 Гр × см²) и чрескожной сердечно-сосудистой интервенции (125 Гр × см²). Тем не менее, работа в данном направлении активно продолжается [14, 15].

В более продвинутом состоянии находится ситуация с референсными уровнями облучения пациентов для КТ. В частности, по результатам межцентровых исследований взрослых пациентов рекомендуется в качестве референсных показателей $CTDI_{vol}$ использовать значения 50 мГр для головы, 35 мГр – для поясничного отдела позвоночника и 25 мГр – для живота [16]. Еще больше конкретизированы в Публикации 1543 МАГАТЭ референсные уровни облучения при КТ исследованиях детей, принятые в Европейском союзе, Великобритании, Германии и Швейцарии, где приведены показатели $CTDI_{vol}$ и DLP при КТ-исследованиях головы, грудной клетки и живота у детей в возрасте менее 1 года, 1 – 5 лет, 5 – 10 лет, 10 – 15 лет [17]. Обоснование этих уровней облучения приведено в Публикации 121 МКРЗ [18].

Практические рекомендации по обеспечению радиационной безопасности пациентов.

Сначала рассмотрим рекомендации для ИР-процедур, как наиболее радиационно опасных для пациента. Они наиболее подробно и обоснованно были сформулированы Обществом интервенционной радиологии США [19]. Указывается, что радиационную безопасность пациентов следует обеспечивать в рамках программы гарантии качества на всех трех основных технологических этапах ИР-процедуры, а именно при её планировании, её проведении и постпроцедурной курации пациента. Основой гарантии качества является целевое обучение рентген-хирурга проведению планируемой ИР-процедуры конкретного типа, причем обучение должно носить не только чисто технологический характер, но и быть направлено на минимизацию уровня облучения пациента [20]. Аппарат и соответствующее оборудование должны быть подвергнуты контролю основных технических характеристик в рамках принятых программ гарантии качества ИР-процедуры [21]. При этом следует использовать только специализированные рентгеновские ап-

параты, адаптированные для проведения именно планируемой ИР-процедуры. Наконец, должно быть получено письменное согласие пациента на проведение данной ИР-процедуры, где он должен быть проинформирован об ожидаемой дозе облучения и возможных клинических последствиях этого облучения. При этом нужно помнить, что наиболее высокие уровни лучевой нагрузки ожидаются при следующих ИР-процедурах:

- эмболизация, включая хемоземболизацию;
- почечная и (или) висцеральная ангиопластика и (или) стентирование;
- трансъюгулярное внутривенное портосистемное шунтирование или ревизия;
- комплексная билиарная интервенция;
- нефростомия или доступ к почечным камням;
- сложная многоуровневая вертебропластика и кифопластика.

При назначении ИР-процедуры надо учитывать следующие факторы риска:

- масса тела менее 10 кг и более 135 кг;
- ИР у детей и подростков, у которых вследствие небольших размеров тела повышаются дозы облучения радиочувствительных органов (хрусталик глаза, молочная железа, гонады, щитовидная железа);
- беременность;
- технически трудные ИР-процедуры, в том числе с нестандартно долгой продолжительностью рентгеноскопии и с необходимостью высоких кожных доз;
- планируемая или уже проведенная лучевая терапия на ту же самую анатомическую область тела пациента;
- выполненные менее чем за 60 суток до ИР-процедуры другие радиологические исследования с высокой лучевой нагрузкой на ту же анатомическую область.

Собственно планирование должно быть основано на результатах предварительно проведенной диагностической визуализации. В плане снижения общей лучевой нагрузки на пациента здесь предпочтительны те методы, в которых облучение отсутствует вообще (УЗИ, МРТ, МР-ангиография, МР-холангиопанкреатография и др.) или характеризуется невысоким уровнем (спиральная многосрезовая КТ, КТ-ангиография вместо цифровой разностной ангиографии и др.). При проведении КТ рекомендуется принимать меры по снижению эффективной дозы E посредством некоторого снижения напряжения на трубке и использования режима автоматической модуляции тока рентгеновской трубки. Многодетекторная КТ-ангиография особенно успешна для получения информации о поражениях перифе-

рических артерий, острых желудочно-кишечных кровотечениях, а также для планирования трансъюгулярного внутривенного портосистемного шунтирования, чрескожного доступа при мочекаменной болезни и сложных билиарных интервенций. Хорошая предварительная визуализация может обеспечить серьезное снижение как общей продолжительности рентгеноскопии, так и количества рентгенографических снимков при ИР-процедуре.

Кроме того, необходимо оценить риск, связанный с введением в организм йодсодержащих и гадолиний-содержащих контрастирующих соединений.

Решающим для снижения лучевой нагрузки на больного является квалифицированное выполнение второго технологического этапа – качественное проведение собственно ИР-процедуры. Первое важное условие качества ИР-процедуры – непрерывный радиационный мониторинг, т.е. непрерывный контроль накапливаемой дозы облучения. За его выполнение должен отвечать радиационный технолог (рентгенолаборант), который в ходе ИР-процедуры должен сообщать рентген-хирургу о достижении одного или нескольких дозовых порогов в соответствии с таблицей 1.

В системах с бипланарным облучением дозы, полученные пациентом в каждом радиационном поле, рассматриваются независимо друг от друга. Если поля внутри тела больного перекрываются, то соответствующие дозы суммируются.

Конечно, ИР-процедура не может быть прервана по достижении одного или нескольких дозовых порогов, указанных в таблице 1, но должны быть приняты меры по исключению дополнительных процедур лучевой диагностики с облучением того же анатомического участка тела в последующие 60 суток.

Второе важное условие качественного выполнения ИР-процедуры – всемерное использование технологий минимизации как мощности дозы, так и самой накапливаемой дозы. В частности:

- Для снижения мощности дозы при рентгеноскопии рекомендуется использовать импульсный режим с минимально возможной скоростью следования импульсов: например, при 15 имп/с DAP составляет $241 \text{ сГр} \times \text{см}^2 / \text{мин}$, а при 3 имп/с – $26 \text{ сГр} \times \text{см}^2 / \text{мин}$.
- Требуется снижать как продолжительность рентгеноскопии, так и число накапливаемых рентгенографических изображений, при регистрации которых процедура zoom должна быть использована только при отчетливой клинической необходимости.
- Время от времени хорошо менять угол падения пучка излучения на кожу по-

средством поворота С-дуги с излучателем.

- При первом же уведомлении о превышении одного из дозовых пределов по таблице 1 рекомендуется увеличить раствор угла поворота С-дуги с излучателем вокруг тела пациента.
- При проведении ИР-процедуры под управлением КТ рекомендуется снизить экспозицию в единицах мАс сразу после регистрации локализирующего КТ-скана, а также снижать количество накапливаемых КТ-изображений и увеличивать питч при спиральном сканировании.
- Должна быть обеспечена соответствующая коллимация пучка излучения с помощью диафрагм и защитных блоков, чтобы снизить площадь участка облучаемой кожи.
- Кожно-фокусное расстояние должно быть максимально возможным, а расстояние между телом пациента и детектором рентгеновского излучения – минимально возможным.
- Получение твердых копий изображений должно выполняться с экрана компьютерного монитора или телевизора вместо прицельной рентгенографии.
- Надо обязательно применять индивидуальные средства радиационной защиты (фигурные металлические экраны или просвинцованные накидки) для отдельных участков тела пациента, находящихся вне поля прямого облучения.
- Для той же цели служит оптимальное позиционирование тела пациента, сводящее к минимуму облучение остальных участков тела.

Для диагностической КТ и для КТ в составе ИР-процедуры также конкретизированы меры по снижению лучевой нагрузки на пациента. Прежде всего, это назначение диагностической КТ строго по клиническим показаниям, выбор геометрии облучения и режимов КТ-сканирования в соответствии с принятыми диагностическими референсными уровнями и размерами тела пациента. Однако наиболее эффективным средством снижения дозы облучения пациента теперь является автоматический контроль экспозиции, который уже вводится на всех современных КТ-сканерах. Функционирование подобных систем основано на 4 принципах, которые могут быть реализованы как самостоятельно, так и в различных сочетаниях. Первый из них – автоматический выбор экспозиции с учетом отклонения размеров облучаемого участка тела от установленного среднего размера этого участка. Второй – автоматическое изменение экспозиции в зависимости от локального ослабления пучка излучения для данной области тела; при этом ток трубки из-

меняется при переходе от одной позиции рентгеновского излучателя к другой. Третий – автоматическая модуляция экспозиции в зависимости от угловой позиции излучателя: например, в боковой проекции ослабление всегда больше, чем в передне-задней проекции, и ток трубки соответствующим образом увеличивается. Четвертый – ЭКГ-синхронизация тока при кардиологических исследованиях, позволяющая накапливать КТ-изображения, например, только в стадиях конца систолы и конца диастолы. Показано, что использование автоматического контроля экспозиции позволяет снизить лучевую нагрузку при КТ живота на 25 – 62 % и грудной клетки – на 12 – 79 % [6].

В технологический этап постпроцедурной курации также входит обязательная регистрация всей доступной дозиметрической информации, чтобы можно было прогнозировать вероятность возникновения детерминированных и стохастических радиационно-индуцированных эффектов, особенно для кожи. Прежде всего, необходимо записать в историю болезни значения накопленной кожной дозы *ESD*, а также произведения: доза × площадь *DAP* или *DLP* при использовании КТ-сканера для ИР-процедуры. Как уже отмечалось, первая величина не всегда доступна, тогда как вторая и третья величины всегда автоматически регистрируются при использовании современных рентгеновских аппаратов и КТ-сканеров соответственно. При невозможности получить данную информацию регистрируют продолжительность рентгеноскопии и число рентгеновских снимков, либо продолжительность КТ-сканирования.

При этом следует организовать наблюдение за состоянием больного в динамике не только относительно его основного заболевания, но и в плане контроля возникновения и патогенеза возможных лучевых осложнений, если только выполняется хотя бы одно из следующих условий: накопленная кожная доза *ESD* превышает 3000 мГр, кумулятивная доза *CD* – 5000 мГр, произведение: доза × площадь *DAP* – 500 Гр × см², а продолжительность рентгеноскопии – 60 мин. Аналогичное ограничение для КТ в единицах произведения: доза × длина скана *DLP* составляет 3500 мГр×см. Конечно, эти пороговые дозы не означают, что при лучевой нагрузке ниже их лучевые осложнения с гарантией не возникнут, а при их превышении – возникнут обязательно. Вследствие вариабельности индивидуальной радиочувствительности вероятность возникновения, сроки клинического проявления и степень тяжести лучевых осложнений также могут значительно варьировать. Эта вероятность значительно увеличивается, если больному за предшествующие 60 суток проводились какие-либо радиологические процедуры с высоким уровнем облучения одной и той же анатомической области.

Таблица №1. Параметры лучевой нагрузки на пациента для уведомления рентген-хирурга.

Параметр лучевой нагрузки	Первое уведомление	Последующие уведомления
Входная кожная доза <i>ESD</i>	2000 мГр	500 мГр
Кумулятивная доза <i>CD</i>	3000 мГр	1000 мГр
Произведение доза × площадь <i>DAP*</i>	300 Гр×см ²	100 Гр×см ²
Продолжительность рентгеноскопии	30 мин	15 мин**

Примечание: * – площадь облучаемого участка кожи равна 100 см² (например, поле 10×10 см);
 ** – если ИР-процедура выполняется с большим количеством снимков, то интервал последующего уведомления должен быть снижен, в том числе при цифровой разностной ангиографии и кинемангиографии.

Рентгеновская КТ широко внедряется в те области медицинской радиологии, которые не относятся к традиционной рентгенологии. Там требования к обеспечению РБ пациентов еще более усложняются. Это относится к таким высоким технологиям, как ПЭТ/КТ [22], эндоваскулярное облучение стенозированных сосудов радионуклидными источниками [23], топометрия и КТ-симуляция дистанционного терапевтического облучения на линейных медицинских ускорителях [24].

Обеспечение радиационной безопасности персонала.

Как и для пациентов, для обеспечения радиационной безопасности персонала необходим целый комплекс мер, большинство из которых носит технологический характер. Далее будут рассматриваться только ИР-процедуры, поскольку облучение персонала от КТ-сканеров возможно только при проведении тех или иных ИР-процедур под контролем КТ, тогда как при диагностической КТ профессиональное облучение фактически отсутствует.

Формирование лучевой нагрузки на персонал.

Дозы профессионального облучения персонала обусловлены следующими радиационно-физическими факторами:

1) Первичный пучок рентгеновского излучения, попадающий из рентгеновской трубки на исследуемый участок поверхности тела пациента; данная компонента облучения по интенсивности является основной при ИР-процедурах, причем наибольшие локальные дозы получают кисти рук рентген-хирурга.

2) Рентгеновское излучение, рассеянное в теле пациента и в элементах конструкции рентгеновского аппарата и возникающее вследствие эффектов комптоновского и релеевского рассеивания фотонов. Данная вторичная компонента по сравнению с первичной характеризуется существенно меньшей интенсивностью, но гораздо более высокой разнонаправленностью распространения рентгеновских фотонов. Поэтому она является основным источником общего, а не локального облучения всех участников в проведении интервенционной процедуры, прежде всего, рентген-хирурга. Фактически из-за рассеивания излучения тело больного становится главным источником профессионального облучения персонала.

3) Излучение утечки рентгеновской трубки, возникающее вне фокального пятна на аноде рентгеновской трубки. Реальный вклад от этой компоненты в облучение персонала и пациента пренебрежимо мал благодаря рациональной конструкции современных рентгеновских аппаратов и КТ-сканеров.

Радиационный контроль профессионального облучения персонала.

Радиационный мониторинг рабочих мест персонала, периодически проводимый в рамках программы гарантии качества, дает лишь весьма приблизительную оценку уровней профессионального облучения.

Эти обстоятельства обуславливают использование средств и технологий индивидуальной дозиметрии в качестве основного метода контроля доз облучения персонала. Полнее всего необходимым требованиям по точности дозиметрии и удобству эксплуатации отвечают миниатюрные термолюминесцентные дозиметры, закрепляемые на туловище (грудь и нижняя часть живота) под индивидуальными средствами защиты (фартуки и передники из просвинцованного пластика), а также на шее поверх защитного воротника. Реже дозиметры размещают на голове для контроля облучения хрусталика глаза и на кистях рук для оценки уровня радиационного воздействия на кожу. Для той же цели могут быть использованы также и фотопленочные и электронные (прямопоказывающие) дозиметры. Рекомендуется также использовать индивидуальные термолюминесцентные дозиметры в виде перстней и браслетов, позволяющие оценивать дозы облучения пальцев и кистей рук соответственно.

Как уже отмечалось, именно по величине эффективной дозы в соответствии с требованиями нормативных документов НРБ-99/2009 [4] и ОСПОРБ-99/2010 [7] оценивается уровень профессионального облучения. Однако основной проблемой дозиметрии персонала при ИР-процедурах пока остается переход от показаний индивидуальных дозиметров, регистрирующих локальные дозы в немногих точках поверхности тела, к эффективной дозе, характеризующей облучение всего тела. Из-за пространственной и временной вариабельности поля облучения коэффициент перехода не может быть постоянным. Предлагаются различные алгоритмы подобного пересчета, но из-за своей

сложности их трудно применять в реальной клинической практике. В странах Западной Европы обычно, ради простоты, для дозиметра на туловище под защитным фартуком этот коэффициент принимают равным 1, однако это приводит к завышению вычисляемой эффективной дозы на 30 – 50 % по сравнению с реальной.

В Публикации 85 МКРЗ [25] и Докладе 122 НКРЗ США [26] для оценки эффективной дозы E профессионального облучения при ИР-процедурах рекомендуется использовать более точную формулу:

$$E = 0,5H_W + 0,025H_N, \quad (3)$$

где H_W – эквивалентная доза, регистрируемая первым индивидуальным дозиметром, размещенным на груди или животе оператора под защитным фартуком, а H_N – эквивалентная доза, регистрируемая вторым индивидуальным дозиметром, размещенным на шее оператора поверх защитного воротника. Величина H_N одновременно служит достаточно точной оценкой дозы облучения хрусталика глаза оператора, если только он работает без защитных очков. В отечественных методических указаниях по дозиметрическому контролю медицинского персонала [27] принята та же формула, в отличие от предыдущей версии этих указаний.

Исходя из общих соображений, можно утверждать, что чем выше лучевая нагрузка на пациента, тем больше уровень профессионального облучения персонала. Поэтому существуют многочисленные предложения оценивать этот уровень на основании измеренной для данной интервенционной процедуры корреляционной зависимости между произведением: доза \times площадь для пациента DAP и эффективной дозой облучения рентгенолога E . Такое предложение выглядит достаточно заманчиво, т. к. по одному и тому же показанию DAP -дозиметра в единицах $Гр \times см^2$ можно одновременно определять лучевую нагрузку как на пациента, так и на персонал. Однако остается нерешенным вопрос о степени выраженности указанной корреляции: одни авторы находят эту корреляционную зависимость статистически достоверной, а другие – нет. Поэтому наиболее точным методом оценки лучевой нагрузки на персонал следует считать индивидуальную дозиметрию.

Анализ данных по профессиональному облучению персонала.

Реальные дозы облучения отдельных органов и всего тела рентген-хирурга и других исполнителей ИР-процедур варьируют чрезвычайно сильно, причём гораздо сильнее, чем аналогичные дозы облучения самих пациентов. Измерениям индивидуальных доз профессионального облучения при различных ИР-процедурах посвящены многочисленные публикации. Показано, в частности, что значения эк-

вивалентной дозы H_N (дозиметр на шее поверх защитного воротника) варьируют в среднем от 3 до 450 мкЗв на одну ИР-процедуру; значения H_W (дозиметр на талии под защитным фартуком) – от 0,1 до 32 мкЗв на процедуру; дозы на руки (без защитных перчаток) – от 48 до 1280 мкЗв на процедуру. При этом отмечается, что доза облучения рук слабо коррелирует с продолжительностью рентгеноскопии вследствие постоянного изменения положения рук рентген-хирурга в ходе ИР-процедуры. По статистическим данным большого объема, эффективная доза E профессионального облучения постоянно практикующих рентген-хирургов очень редко превышает 10 мЗв/год, оставаясь в среднем равной 2 – 4 мЗв/год.

Как известно, в НРБ-99/2009 [4] и в Публикации 103 МКРЗ [11] установлены следующие основные пределы доз профессионального облучения персонала, непосредственно работающего с источниками ионизирующего излучения (группа персонала А): по эффективной дозе E – 20 мЗв/год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 50 мЗв/год; по эквивалентной дозе – 150 мЗв/год для хрусталика глаза и 500 мЗв/год для кожи рук. В различных странах дозовые пределы профессионального облучения иногда отличаются от этих нормативов. Например, в Германии установлен предел эффективной дозы 400 мЗв за весь период работы с источниками ионизирующего излучения. Если же эти дозовые пределы не превышаются, но реальные дозы профессионального облучения близки к ним, то ВОЗ рекомендует так называемые уровни вмешательства, требующие расследования технологических причин повышенного облучения. Они составляют: эффективная доза – 0,5 мЗв/месяц, хрусталик глаза – 5 мЗв/месяц, кожа рук – 15 мЗв/месяц [28].

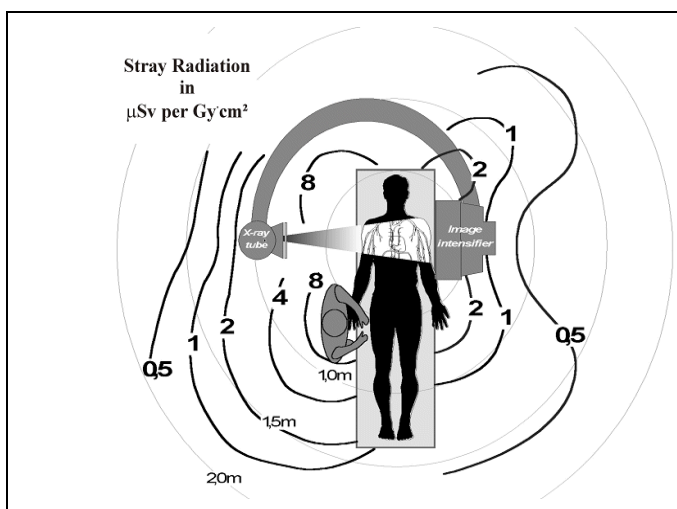


Рис. 2. Схема изодозного распределения рассеянного излучения при интервенционных радиологических процедурах.

Добавочные ограничения вводятся для беременных женщин. Если в соответствии с отечественным законодательством [4, 7] при установлении беременности женщина должна быть вообще отстранена от работы с источниками облучения, то в соответствии с рекомендациями МКРЗ доза на эмбрион (плод) не должна превысить 1 мЗв за весь оставшийся срок беременности. НКРЗ США рекомендует дозовое ограничение 0,5 мЗв в месяц за тот же срок беременности, причем если женщина не ставит администрацию госпиталя в известность о своей беременности, то этот норматив не применяется [29].

Из приведенных выше данных можно видеть, что по эффективной дозе установленный норматив для рентгенологов не превышает с запасом в 3 – 5 раз, тогда как для хрусталика глаза и кожи рук реальные дозы облучения сравнимы с соответствующими нормативами, особенно при проведении более 70 – 100 ИР-процедур в год. Отсюда следует необходимость применения дополнительных мер радиационной защиты этих органов.

Практические рекомендации по обеспечению радиационной безопасности персонала.

В руководстве [30] по снижению уровней облучения персонала при ИР-процедурах, составленном Обществом интервенционной радиологии США и Европейским обществом сердечно-сосудистой и интервенционной радиологии, подчеркивается, что наиболее эффективной мерой общего обеспечения радиационной безопасности персонала является максимально возможное снижение уровня облучения пациента. Такая ситуация характеризуется взаимным выигрышем как для пациентов, так и для персонала (в английской транскрипции «win-win»).

Снижение уровней оправданного и предотвращение неоправданного профессионального облучения персонала должно быть обеспечено посредством выполнения следующих мероприятий:

1. Минимизация продолжительности рентгеноскопии. Она должна быть использована только для наблюдения за объектами и структурами, находящимися в движении. Для идентификации, детального изучения, консультаций и обучения изображения надо получать в режиме рентгенографии вместо дополнительной рентгеноскопии. Если имеется возможность получения закольцовки рентгеноскопических изображений, то лучше пользоваться только ею. Предпочтителен режим импульсной рентгеноскопии вместо непрерывного просвечивания. Настойку коллимации пучка рентгеновского излучения рекомендуется проводить только посредством световой центрации.
2. Минимизация количества рентгенографиче-

ских съемок. Например, для цифровой артериографии рекомендуется использовать режим регистрации одного изображения за 6 сек, потом по одному изображению за 24 сек, вместо обычного режима 2 изображения за 30 сек. При необходимости документирования снимка следует запомнить последнее по времени изображение вместо получения дополнительных изображений по завершению рентгеноскопии, либо опять использовать закольцовку.

3. Использование всех доступных технологий снижения доз облучения пациента. Это - снижение мощности дозы при рентгеноскопии, импульсная рентгеноскопия с низкой частотой накопления изображений, спектральная фильтрация пучка, некоторое повышение напряжения на трубке, использование катетеров с рентгенонепрозрачными дистальными окончаниями и, конечно, систем автоматического контроля экспозиции. Снижение качества получаемых в результате этого низкодозовых изображений можно компенсировать соответствующей компьютерной обработкой. Детей и худых взрослых следует визуализировать без антирассеивающей решетки.

4. Использование оптимальной геометрии визуализации, т.е. при максимально возможном расстоянии между рентгеновским излучателем и телом пациента и при минимально возможном расстоянии между телом пациента и детектором рентгеновского излучения.

5. Использование оптимальной коллимации излучения. Снижение площади облучаемого участка уменьшает уровень облучения пациента и улучшает качество визуализации за счёт снижения влияния рассеянного излучения.

6. Использование всей доступной информации для планирования ИР-процедуры, Это, прежде всего, предварительно полученные данные УЗИ, МРТ и диагностической КТ, о чем уже говорилось подробно выше при обсуждении рекомендаций по снижению лучевой нагрузки на пациента.

7. Нахождение оператора в зонах отсутствия или наименьшего уровня рассеянного излучения (Рис. 2). Конкретные значения мощности дозы и форма распределения дозы в процедурном кабинете зависят от многих факторов, в том числе от размеров тела пациента, углового раствора поворота С-дуги, фильтрации излучения, режимов рентгеноскопии, используемых средств защиты. Вообще говоря, при отсутствии защиты и расположения рентгеновского излучателя под столом дозы от рассеянного излучения более всего внизу стола, меньше на уровне живота рентген-хирурга и еще меньше на уровне его глаз.

Следует располагаться как можно дальше от облучаемой анатомической области и от гентри КТ-сканера (известный закон обратных квадра-

тов), руки не вносить в радиационное поле первичного пучка, во время выполнения рентгенографии выходить из процедурного кабинета, например при цифровой разностной ангиографии. При повороте С-дуги надо помнить о том, что наибольшее рассеяние излучения происходит от места входа первичного пучка в тело пациента. Предпочтение при выборе аппарата для ИР-процедуры следует отдавать установке с расположением рентгеновского излучателя под ложем пациента, а аппараты с расположением рентгеновской трубки сверху менее предпочтительны.

8. Всемерное использование средств радиационной защиты. В практике ИР используют три вида средств радиационной защиты: архитектурно-строительные (стационарные), монтируемые на оборудовании (мобильные) и индивидуальные (носимые оператором). Первые реализуются при проектировании и строительстве кабинетов для ИР-процедур, и на них мы не останавливаемся. Среди мобильных средств надо выделить подвижные экраны из просвинцованного прозрачного пластика (или с содержанием других тяжелых металлов), особенно с потолочной подвеской. Они снижают дозу облучения глаза в среднем в 12 раз, щитовидной железы – в 26 раз и руки – в 29 раз. Последнее особенно важно, когда руки рентген-хирурга находятся вблизи поля первичного пучка (постановка фистулы для диализа, билиарные и урогенитальные интервенции). Если подобные экраны отсутствуют, то тогда необходимо работать в защитных очках из просвинцованного стекла. При прямом падении излучения они ослабляют дозу облучения глаза в 8 – 10 раз, а при падении сбоку от оператора – только в 2 – 3 раза. Защитные перчатки из просвинцованного пластика нужны только в тех редких случаях, когда руки рентген-хирурга попадают в поле первичного пучка. Однако полной защиты при этом перчатки не обеспечивают, давая ложное чувство защищенности и приводя к неоправданному повышению дозы облучения кистей рук. Перчатки эффективны при расположении операционного поля только вблизи первичного пучка, но не в самом пучке. Наименьшую дозу руки получают при проведении ИР-процедуры под управлением КТ. Только разумно комбинируя использование различных

средств защиты в зависимости от конкретных особенностей ИР-процедуры, можно добиться резкого снижения уровня профессионального облучения.

9. Использование специализированных рентгеновских аппаратов, компьютерных томографов и оборудования, адаптированных для проведения только ИР-процедур. Если применяется неспециализированное оборудование, то лучевая нагрузка на пациента и персонал неизбежно возрастет, а сама ИР-процедура будет выполняться с отклонениями от установленного стандартного протокола.

10. Проведение соответствующего обучения и тренинга, в том числе и непосредственно на рабочем месте. Под эгидой МАГАТЭ и Европейской комиссии разработано несколько обучающих программ по ИР, доступных через Интернет и распространяемых на компакт-дисках [20]. На этапе планирования ИР-процедуры все участвующие в ИР-процедуре должны ознакомиться не только с технологией её проведения, но и с конкретными рекомендациями по обеспечению радиационной безопасности с учетом особенностей данной ИР-процедуры и используемой аппаратуры. Если доступны симуляторы, в том числе и компьютерные, то их следует использовать для повышения эффективности обучения персонала. Тренинг может быть проведен на том же аппарате, на котором планируется ИР-процедура, но при выключенном напряжении на рентгеновской трубке.

11. Все участвующие в ИР-процедуре должны постоянно носить индивидуальные дозиметры, зафиксированные на теле в правильных позициях (см. выше). О полученных дозах облучения должны быть информированы как весь персонал, так и пациент.

12. Неукоснительное и регулярное выполнение предварительно составленных программ гарантии качества [21]. Составной частью этих программ должен быть анализ доз профессионального облучения с последующей выработкой мер по их снижению в случаях нарушения протокола исследования и неоправданного повышения накопленных доз. Контролю должны также подвергаться не только аппараты и оборудование, но и мобильные и индивидуальные средства радиационной защиты.

Список литературы:

1. IAEA Publication 1532. Justification of Medical Exposure in Diagnostic Imaging. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2011.
2. Pearce M.S. et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumors: a retrospective cohort study. // Lancet, 2012, 380, No.9840, P. 499–505.
3. Shiralkar S. Doctors' knowledge of radiation exposure:

Questionnaire study. // Brit. Med. J., 2003, 327, No.7411, P.371–372.

4. Нормы радиационной безопасности НРБ-99/2009. Сан-ПиН 2.6.1.2523 – 09.

5. Miller D.L., Balter S., Cole P.E., Lu H. et al. Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study. Part I: overall measures of dose.// J. Vasc. Interv. Radiol., 2003, 14, P. 711–727.

6. IAEA Publication 1621. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility / Demonstration Study.– Vienna: International Atomic Energy Agency, 2009.
7. Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности ОСПОРБ-99/2010. СП 2.6.1.25 –10.
8. IAEA Publication 1367. Radiation Protection in Newer Medical Imaging Techniques: CT Colonography. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2008.
9. IAEA Publication 1366. Radiation Protection in Newer Medical Imaging Techniques: Cardiac CT. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2008.
10. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований. МУ 2.6.1.2944–11.
11. ICRP Publication 103. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.// Ann. ICRP, 37, No.2–4, 2007. Имеется перевод на русский язык
12. Бурашов В.В., Зеликман М.И., Кручинин С.А. Особенности методики оценки эффективных доз при использовании многосрезовых спиральных компьютерных томографов. // REJR, 2012, 2, № 4, С. 30–36.
13. IAEA Publication 1346. Establishing Guidance Levels in X Ray Guided Medical Interventional Procedures : A Pilot Study. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2008.
14. ICRP Publication 117. Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures outside the Imaging Department.// Ann. ICRP, 40, No. 6, 2010.
15. ICRP Publication 120. Radiological Protection in Cardiology.// Ann. ICRP, 42, No. 1, 2013.
16. IAEA Publication 1117г. Радиологическая защита при медицинском облучении ионизирующим излучением. – Вена: Международное агентство по атомной энергии, 2004.
17. IAEA Publication 1543. Radiation Protection in Paediatric Radiology. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2012.
18. ICRP Publication 121. Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology.// Ann. ICRP, 42, No. 2, 2013.
19. Stecker M.S., Balter S., Towbin R.B. et al. Guidelines for patient radiation dose management.// J. Vasc. Interv. Radiol., 2009, 20, P. S263–S273.
20. ICRP Publication 113. Education and Training in Radiological Protection for Diagnostic and Interventional Procedures.// Ann. ICRP, 39, No. 5, 2009.
21. IAEA Publication 1557. Quality Assurance Programme for Computed Tomography : Diagnostic and Therapy Applications. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2012.
22. IAEA Publication 1343. Radiation Protection in Newer Medical Imaging Techniques: PET/CT. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2008.
23. IAEA Publication 1488. Radiological Protection Issues in Endovascular Use of Radiation Sources. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2006.
24. IAEA Publication 1196. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. – Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.
25. ICRP Publication 85. Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. // Annals of the ICRP. – 2001.– Vol. 30, No. 2.
26. NCRP Report No. 122. Use of Personal Monitors to Estimate Effective Dose Equivalent and Effective Dose to Workers for External Exposure to Low-LET Radiation.–Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements,1995.
27. Организация и проведение индивидуального дозиметрического контроля. Персонал медицинских организаций. МУ 2.6.1.3015 –12.
28. WHO. Efficacy and Radiation Safety in Interventional Radiology. – Geneva: World Health Organization, 2000.
29. NCRP Report No. 116. Limitation of Exposure to Ionizing Radiation. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1993.
30. Miller D.L., Vano E., Bartal G. et al. Occupational radiation protection in interventional radiology: a joint guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology.// J. Vasc. Interv. Radiol., 2010, 21, P. 607–615.