

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНЫХ ДОЗ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ РЕНТГЕНОВСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

И.Г. Тарутин*, В.Ф.Миненко**

*Д.т.н., профессор, главный специалист ГУ «Научно-исследовательский институт онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова».

** К.б.н. ведущий научный сотрудник ГУО «Белорусская медицинская академия последипломного образования».

До недавнего времени облучение людей в медицинских целях не нормировалось, несмотря на доказанность того, что любое дополнительное облучение увеличивает риск неблагоприятных последствий для здоровья человека. Такой подход основывался на предположении, что медицинское облучение всегда оправдано и обосновано. Однако анализ, проведенный международными организациями, по оценке дозовых нагрузок на пациентов и персонал в разных странах мира показал, что медицинское облучение во многих случаях было не оптимизировано. По различным оценкам в разных государствах медицинское облучение дает от 60 до 75 % всей популяционной дозы [1]. Это побудило мировую медицинскую общественность предпринять меры по защите населения от необоснованного облучения. В 1997 году Международное Агентство по Атомной Энергии (МАГАТЭ), проанализировав опыт передовых развитых стран мира, в своей публикации №115 представило Основные стандарты безопасности для защиты от ионизирующего излучения и для безопасного применения радиоактивных источников [2]. В этих стандартах впервые были рекомендованы дозовые пределы при различных видах рентгенодиагностического облучения. В настоящее время в большинстве стран мира в той или иной мере введено нормирование медицинского облучения населения, приняты законы о радиационной безопасности населения, предусматривающие ограничение техногенного, медицинского и других видов облучения. В 1998 году в Республике Беларусь принят Закон «О радиационной безопасности населения» №122-3, в котором предусмотрены мероприятия по защите населения при проведении медицинского облучения [3].

Главная опасность медицинского облучения заключается в возможности возникновения у пациентов в будущем радиационно-индуцированных заболеваний, в том числе злокачественных опухолей. Вторая опасность заключается в возможности возникновения у потомков генетических нарушений. Несмотря на то, что обе эти

возможности носят вероятностный характер, рассчитаны риски их возникновения [1]. Поэтому в 1997-1998 годах в некоторых странах приняты нормы радиационной безопасности, ограничивающие медицинское облучение здоровых людей величиной годовой эффективной дозы 1 мЗв. Эта же величина принята в Нормах радиационной безопасности Республики Беларусь (НРБ-2000) [4]. В Беларуси около 50% всех рентгенологических исследований составляет профилактическая флюорография главным образом с целью выявления туберкулеза легких.

Нормы радиационной безопасности [4] требуют обеспечения обязательного контроля доз при проведении рентгенологических исследований и декларируют право пациента на получение информации об ожидаемой или полученной дозе облучения.

В свете принятых законов и нормативных документов проблема определения лучевых нагрузок на пациентов от рентгенодиагностического облучения, становится актуальной, а ее решение своевременным. Эффективная доза от рентгеновского излучения на тело пациента рассчитывается из поглощенной дозы через взвешивающие коэффициенты, принятые Международной комиссией по радиологическим единицам [1] и приведенные в таблице 1.

Таблица 1. Взвешивающие факторы (w_i) для определения эффективной дозы

	w_i
Гонады	0.20
Красный (активный) костный мозг	0.12
Толстый кишечник (прямая, сигмовидная, Легкие, Желудок	0.12
Мочевой пузырь, Грудная железа, Печень, Пищевод, Щитовидная железа	0.05
Кожа, Клетки костных поверхностей	0.01
Остальное	0.05

К “остальным” органам относятся надпочечники, головной мозг, верхний толстый кишечник, тонкий кишечник, почки, мускулы, поджелудочная железа, селезенка, тимус и матка.

В развитых странах мира ситуация с определением эффективной дозы оказывается существенно лучшей по сравнению с ситуацией в нашей стране. Во многих странах разработаны специальные компьютерные программы расчета эквивалентных доз на отдельные органы человека и эффективной дозы на тело при различных видах рентгенодиагностических исследований. Среди них можно отметить английскую программу оценки эффективных доз [5], финскую программу PDS-60 фирмы «Rados» [6]. В этих программах применялся метод вычислений Монте-Карло. Разработаны программы были в конце 90-х годов прошлого столетия и, в основном, были направлены

на определение эффективных доз на взрослых пациентов при рутинных диагностических исследованиях. В них не определялись эффективные дозы на детей, а также практически не рассматривались проблемы вычисления эффективной дозы при компьютерных томографических рентгеновских обследованиях. Последняя проблема до сих пор остается недостаточно разработанной в большинстве стран мира.

Расчеты эффективных доз на все тело показали, что при стандартных режимах просвечивания легких (90 кВ, входная доза 0.4 мГр, размеры поля облучения 30x30 см, расстояние источник-поверхность 75 см) эффективная доза на все тело составляет около 0.1 мЗв. Отсюда становится понятной величина дозового предела, рекомендованного МАГАТЭ для рентгенологических процедур. Нет гарантии, что сделанный снимок не будет испорчен. Учитывается возможность повторных исследований. И при этом дозовый предел не будет превзойден.

В методиках и программах расчета эквивалентных доз на отдельные органы и эффективной дозы на тело, в качестве исходной информации для расчета, как правило, используются следующие данные:

- информация об источнике излучения: величина высокого напряжения, экспозиция, спектр излучения, произведение экспозиции на ток трубки, применяемый фильтр, угол входа пучка в тело (проекция), угол продольного наклона пучка;
- геометрические условия облучения пациента: расстояние от источника до объекта (РИП) и размер поля облучения на входе в тело пациента;
- величина радиационного выхода аппарата или величины поглощенной дозы, воздушной кермы или экспозиционной дозы на входе в облучаемый объект.

В некоторых программах имеются методики определения доз на отдельные органы и все тело по величине произведения экспозиции на ток рентгеновской трубки. Такой метод вычисления позволяет обойтись без всяких дозиметров и фантомов, однако точность его сравнительно невысока. Не учитывается возраст трубки и ее радиационный выход, качество катода и связанное с ним распределение дозы по полю облучения, поэтому в литературе погрешность такого метода определения эффективных доз оценивается в 20-30% [7-9].

Более точные расчеты эффективных доз можно провести, используя данные о входных дозах при проведении рентгенодиагностических процедур. Этот метод позволяет получить наиболее объективные дозиметрические оценки поглощенных доз.

Именно поэтому МАГАТЭ в уже упоминавшемся стандарте безопасности [2] впервые нормировало именно величину входной дозы, как наиболее объективный критерий. Нормирование входных доз для МАГАТЭ оказалось существенно более легким, чем нормирование эффективных доз на все тело или отдельные органы. В последнем случае необходимо стандартизовать модели тела человека с учетом пола и возраста, что пока сделать не удастся. Не нормируются рентгенодиагностические процедуры по эффективной дозе и в отдельных странах. Там нормируется величина годовой дозы медицинского облучения, а это вовсе не то же самое, что доза от рентгенодиагностических обследований. В ряде стран введено и нормирование рентгеновских процедур по входной дозе. Это сделано, например, в Канаде [10].

Практически все существующие программы расчета эффективной дозы при рентгенодиагностических исследованиях основывались либо на величине радиационного выхода аппаратов при различных режимах просвечивания, либо на измерениях поглощенной дозы или воздушной кермы на входе в тело пациента [11-14]. Измерение входных доз может осуществляться различными детекторами. Главными особенностями детекторов должны быть либо отсутствие зависимости чувствительности детекторов от энергии падающих фотонов, либо известная зависимость этой чувствительности. В последнем случае вводится коррекция на дозиметрические показания. Наиболее известными методами измерения входных доз являются методы ионизационной дозиметрии с помощью ионизационных камер и с помощью термолюминесцентных детекторов (ТЛД). Ионизационные камеры входят в комплекты приборов, предназначенные для измерения различных параметров рентгенодиагностических аппаратов, в том числе и входных доз. Метод термолюминесцентной дозиметрии уже давно признан наилучшим для осуществления *in vivo* - дозиметрии и рекомендуется МАГАТЭ для широкого употребления в различных сферах применения ионизирующих излучений, в том числе и в рентгеновской диагностике [12]. В последние годы появился ряд публикаций о применении метода электронного парамагнитного резонанса (ЭПР) в дозиметрии ионизирующих излучений [13]. В качестве рабочего тела детекторов может применяться органическое вещество - аланин. Особенностью ЭПР-дозиметрии является высокое качество измерений, низкая энергетическая зависимость чувствительности, низкая стоимость детекторов. Крупным недостатком, однако, принципиальным, является сравнительно высокий порог минимальной чувствительности детекторов (1

cГр) при регистрации поглощенной дозы. В мире ведутся работы по улучшению чувствительности ЭПР-детекторов до величины 1 мГр и ниже [15].

Измерения входных доз в общем не представляют каких либо трудностей с методической точки зрения. Детекторы должны размещаться в центре поля облучения пациента. Как правило, необходимо размещать 8-10 детекторов, показания которых должны быть усреднены. Достоинством твердотельных детекторов, ТЛД или ЭПР является то, что они не искажают поле облучения, поскольку могут иметь малые размеры (диаметр 4-5 мм, толщину 1 мм), поэтому эти детекторы могут применяться непосредственно у пациентов при просвечивании. Хуже обстоит дело с ионизационными камерами, которые имеют достаточно большие размеры и могут вносить искажения в получаемое изображение. Поэтому ионизационные камеры применяются, как правило, при проведении измерений на фантомах.

Более 10 лет существует другой метод расчета лучевых нагрузок на пациентов – метод измерения произведения дозы на площадь [5, 16]. Метод позволяет проводить интегральную оценку облучения пациентов при изменении режимов работы диагностического аппарата и положения пациента в ходе процедуры. Их особенностью является то, что величина произведения входной дозы на площадь поля облучения не зависит от расстояния от источника излучения до пациента. Объясняется это тем, что площадь поля излучения увеличивается прямо пропорционально квадрату расстояния от источника до объекта, а доза уменьшается обратно пропорционально квадрату этого расстояния. Основное условие для дозиметрических камер - их поперечные размеры должны быть больше максимального размера поля. В таком случае оказывается возможным при облучении пациентов определять входную дозу, измеряя только РИП, что существенно упрощает процедуру определения входной дозы. Такие приборы для калибровки рентгенодиагностических аппаратов уже выпускаются различными фирмами. В литературе уже появились просто величины этого произведения, из которых тем или иным образом пытаются вычислить эффективную дозу [16]. Особое распространение метод нашел при проведении ангиографических просвечиваний [17].

Определение эффективной дозы при проведении рентгенодиагностических обследований людей оказалось в Республике Беларусь очень трудной задачей. Выпущенные в 1998 году методические рекомендации «Определение дозовых нагрузок на взрослых пациентов при рентгенодиагностических исследованиях» не нашли

широкого применения в практике клинических учреждений страны [18]. Более простыми, но существенно менее надежными оказались методические рекомендации, выпущенные в Российской Федерации [7-9], которые были продублированы в Республике Беларусь [19]. Данные документы представляют собой таблицы значений эффективной дозы, которые можно вписывать в истории болезни или амбулаторные карты пациентов. При этом не учитываются габариты обследуемых людей (вес и размеры). Это приводит к сильному искажению полученных результатов: завышению дозы для астеничных пациентов и занижению дозы для гиперстеников. По данным российских исследователей при подобном способе определения дозы погрешность может быть очень высокой (до 2000 раз) [20]. Поэтому ситуация в республике остается достаточно неудовлетворительной до сих пор. Примерно такое же положение сложилось в Украине [21]. До настоящего времени в наших странах на практике нет современного и простого инструмента для рентгенологов, с помощью которого можно было бы оценить дозы (поглощенные, эквивалентные, эффективные), получаемые пациентом во время рентгенологической процедуры.

ЛИТЕРАТУРА

- 1 Международная комиссия по радиологической защите (МКРЗ). Рекомендации международной комиссия по радиологической защите 1990 года. Публикация 60 МКРЗ. Ч.1 и Ч.2. М. Энергоатомиздат. 1994.
- 2 International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for Safety of Radiation Sources/ IAEA, Safety Series №115, 1996, p.279-284.
- 3 Закон Республики Беларусь. О радиационной безопасности населения. 5.01. 1998.-№122-3.
- 4 Нормы радиационной безопасности НРБ-2000/ ГН 2.6.1.8-127-2000. М-во здравоохранения Республики. Беларусь., Мн., 2000.
- 5 Hart, D. Estimation of effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurements /D. Hart, D.G. Jones, B.F. Wall //NRPB-R262. National Radiological Protection Board, Didcot. 1994.
- 6 Patient Dosimetry System PDS-60. RADOS technology Oy , prospect. 1997.

7 Дозовые нагрузки на взрослых пациентов при рентгенологических исследованиях /Р.В. Ставицкий [и др.] //Методические рекомендации № 3. М., 1997.

8 Контроль доз облучения пациентов при рентгенологических исследованиях /Р.В. Ставицкий [и др.] //Методические рекомендации №97/159. М., 1998.

9 Контроль дозовых нагрузок на детей при рентгенологических исследованиях /Р.В. Ставицкий [и др.] //Методические рекомендации. М., 1996.

10 Khan, F. M. The Physics of Radiation Therapy /F. M. Khan. Baltimor. 1994.

11 Larsson, J.P. Transmission ionization chambers for measurements of air collision kerma integrated over beam area. Factors limiting the accuracy of calibration /J.P. Larsson [et al.] //Physics in medicine and biology, V.41. 1996. P. 2381 – 2383.

12 Zoetelief, J. Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD /J. Zoetelief //Proceed. of Int. Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry. IAEA, Vienna, 2002. Rep. CN – 96 – 46.

13 Bartolotta, A. ESR dosimetry as an alternative and powerful technique in radiotherapy /A. Bartolotta B. [et al.] //Dosimetry in radiotherapy, V. 2. IAEA, 1988. P. 340 – 342.

14 Rehani, M. Radiological protection of patients in general diagnostic radiology /M. Rehani. //Proceed. of an International Conf. on Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear medicine and Radiotherapy, Spain 2001. IAEA, Vienna, 2001. P.169-180.

15 Богушевич С.Е., Г.В. Гацкевич, А.И. Голубовский и др. Неорганический спин-резонансный дозиметр для медицинской радиологии /Матер. конф. Новые технологии в клинической радиологии, Минск, 1998, с. 34-39.

16 Le Heron, J.C. Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examination from measurement of the dose-area product /J.C. Le Heron //Physics in Medicine and Biology. V. 37. 1992. P. 2117 – 2126.

17 Rodriguez-Romero, R. Absorbed doses to patients from angioradiology /R. Rodriguez-Romero, F. Diaz-Romero, J. Hernandez-Armas //Proceed. of an International Conf. on Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear medicine and Radiotherapy, Spain, 2001. IAEA, Vienna, 2001. Rep. CN – 85 –111.

18 Тарутин, И.Г. Определение дозовых нагрузок на взрослых пациентов при рентгенодиагностических исследованиях /И.Г. Тарутин [и др.] //Методические рекомендации Министерства Здравоохранения Республики Беларусь № 148-9812, 1999.

19 Чиж Г.В., Полойко Ю.Ф. Контроль доз облучения пациентов при рентгенодиагностических исследованиях. Инструкция по применению М-ва здравоохранения Респ. Беларусь. Утвержд. 11 сентября 2001 г.Мн., 2001 г.

20 Охрименко С.Е., Воронин К.В. Эффективные дозы пациентов при рентгенодиагностике, полученные с помощью ДРК-1. Материалы международной научно-практической конференции радиационная безопасность в медицине. Суздаль, 2003 г. с.75-77.

21 Пилипенко М.І., Калмиков Л.З., Корнеева В.В. и др. Розрахунок та облік індивідуальної ефективної дози опромінення пацієнта від рентгенодіагностичних процедур. Инструкция по применению М-ва Украины №7.05/527 от 11 августа 1995 г. Харьков 1995 г.

Подписи:

Тарутин Игорь Германович, 223040, Минский район, п/о Лесное-2. Тел. (017) 287-95-43, факс (017) 202-47-04,
E-mail: itarutin@tut.by

Миненко Виктор Федорович, 220013, г. Минск, ул. П. Бровки, 3, кор.3, тел. (017) 202-32-73, факс (017) 202-46-43,
E-mail: vminenko@list.ru