

Жөнжақсынов Б.Е., Темирбаев М.Ш.

Boka.6676@gmail.com

Магистрант 2-го курса специальности "Ядерная физика"

ЕНУ им. Л.Н.Гумилева, Нур-Султан, Казахстан

Научный руководитель – Кабдрахимова Г.Д.

По данным UNSCEAR 2008-года ежегодно в мире выполняется около 4 млрд. исследований, 3,1 млрд. диагностических исследований и 0,48 млрд. дентальных. При этом продолжает расти количество исследований, можно предположить, что с учетом роста динамики на настоящий момент в мире проводится более 6 млрд. исследований в год.

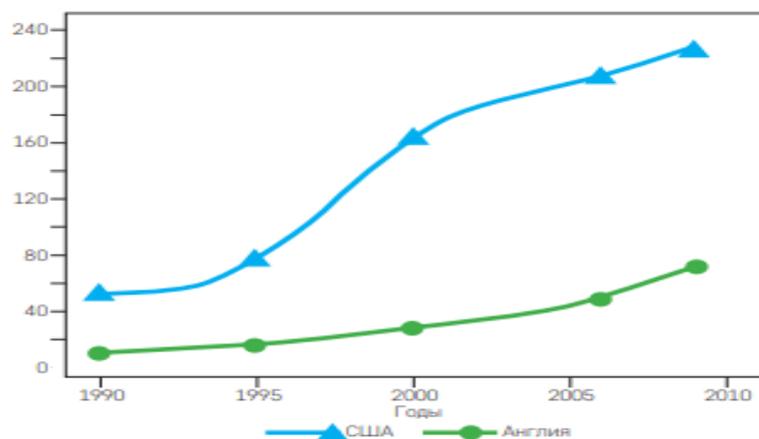


Рисунок 1 - Рост количества компьютерных томографических исследований за период 1990-2010 в США и Англии; количество исследований на 1000 человек (Kristinaitytė K., Gricienė V., et al. Medphys, 2012)

Стремительный рост количества КТ аппаратов, ускорение времени сканирования, улучшения качества снимков значительно расширило показания для использования этого метода и его диагностическую эффективность. За прошедшие годы существенно возросли количество проводимых исследований и их вклад в лучевую нагрузку населения всех возрастных групп. После таких показаний хотим показать методы расчета дозовых нагрузок при КТ-исследованиях. **Способы расчета дозы пациента.** В настоящее время при проведении мультиспиральной КТ дозовая нагрузка основана на расчете значений специфических дозиметрических показателей – CTDI и DLP.

CTDI – томографический индекс дозы, мера поглощенной дозы облучения в одном томографическом срезе, – рассчитывается по формуле:

$$CTDI = \frac{1}{d} * \int_{-\infty}^{+\infty} D(x) * dx$$

где  $D(x)$  – распределение дозы вдоль направления, перпендикулярного плоскости сканирования;  $d$  – ширина одного скана.

Метод определения эффективной дозы основан на измерениях в физических фантомах, выполненных из полиметилметакрилата, имитирующих тело пациента. В ходе исследования изучают распределение дозы при выполнении одного скана в исследуемом и близлежащем к нему предполагаемых участках тела с целью определения величины  $CTDI_w$  с последующим применением специальных дозовых коэффициентов и оценкой полученного значения эффективной дозы. Для имитирования тела ребенка используют фантом диаметром 16 см и длиной 15 см; для имитирования тела взрослого человека – два фантома: один, диаметром 16 см,

отвечает за голову и шею, а второй, диаметром 32 см, – за туловище. Измерения производят в 4 точках на глубине 1 см и в центре фантома.



Рисунок 2 - Фантомы 16 и 32 см, которые используются для имитации тела

$$CTDI_w = \frac{2}{3} * CTDI_{100.c} + \frac{1}{3} * CTDI_{100.p}$$

где  $CTDI_{100.c}$  – результат измерения в центре фантома (мГр);  $CTDI_{100.p}$  – результат измерений в 4 точках на глубине 1 см по периферии фантома (мГр). Значение  $CTDI_w$  зависит от технических характеристик томографа и пропорционально значению мАс.

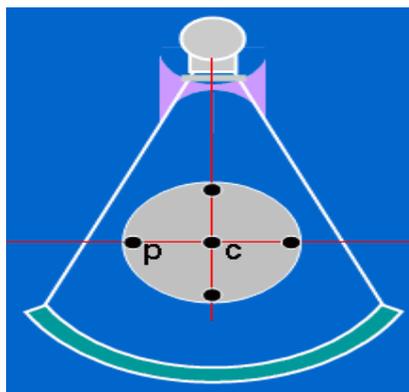


Рисунок 3 - Визуализация расчета  $CTDI_{100}$  на фантоме, точки в центре и четыре точки по краям

Для спиральных и мультиспиральных аппаратов используется так называемый объемный взвешенный томографический дозовый индекс:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / p$$

где  $CTDI_{vol}$  – объемный взвешенный CTDI (мГр);  $CTDI_w$  – взвешенный CTDI (мГр);  $p$  – шаг (отношение сдвига стола к коллимации среза за полный оборот трубки).

Параметр DLP – это произведение дозы на длину сканирования заданной анатомической секции (области сканирования), или «произведение дозы на длину».

$$DLP = CTDI_{vol} * L$$

где DLP – произведение дозы на длину (мГр × см);  $CTDI_{vol}$  – объемный взвешенный CTDI (мГр);  $L$  – длина зоны сканирования (см). На заключительном этапе для расчета эффективной дозы ( $E$ ) у детей используют формулу:

$$E = DLP * E_{dip} * k$$

где DLP – произведение дозы на длину (мГр × см);  $E_{dip}$  – значение дозового коэффициента для соответствующей анатомической зоны (области сканирования), нормированное на значение DLP в стандартном дозиметрическом фантоме;  $k$  – коэффициент перехода от значения DLP в фантоме. Таким образом, эффективная доза зависит от технических особенностей оборудования, возраста и размера пациента, а также от целого ряда экспозиционных параметров, используемых при

сканировании. После того, как высчитали дозовые нагрузки верно, мы задаемся вопросом, что допустимо ли такая доза для данного вида исследования, не навредили ли мы здоровью пациента и наконец-то правильно ли мы настроили аппарат. В таких вопросах нам поможет понятие референтные диагностические уровни.

**Референтные диагностические уровни.** В 103 публикации Международной Комиссии по Радиационной защите указывают, что диагностические референтные уровни уже используются при медицинском диагностическом облучении (т.е. в ситуациях планируемого облучения) для того, чтобы выяснить, каковы уровни дозы или уровни введенной активности у пациента в рамках проведения штатных процедур визуализации, и не являются ли они необычно высокими или низкими для данной процедуры. Если это так, то следует начать служебное расследование для выяснения адекватности оптимизации защиты или необходимости проведения корректирующих мероприятий. Выбранное значение граничного или референтного уровня зависит от обстоятельств рассматриваемого облучения. Следует обязательно понимать, что ни граничная доза, ни граничный риск, ни референтные уровни не являются демаркационной линией между «безопасным» и «опасным», и не отражают скачка в радиационном риске для здоровья людей. По документам ОСПОРБ 99/2010(Москва) оптимизация радиационной защиты пациентов должна предусматривать достижение полезного медицинского эффекта рентгенодиагностических процедур, диагностической информации высокого качества или лечебного результата, при наименьших возможных уровнях облучения. Радиационная защита лиц, проходящих диагностические рентгенорадиологические исследования, должна быть оптимизирована следующими средствами:

- 1) использование надлежащего оборудования и методами, при которых пациент получает наименьшую дозу, необходимую для получения изображения или другой диагностической информации надлежащего качества;
- 2) использования референтных диагностических уровней (РДУ) дозы для отдельных видов исследований;
- 3) измерением или вычислением дозы, получаемой пациентом;
- 4) обеспечением качества исследований.

Референтные диагностические уровни для выбранного исследования можно объяснить, что установленные значения выбранной дозовой величины, численно равного определенному перцентиллю распределения рентгеновских кабинетов по данной дозовой величине для отдельного региона или страны. То есть РДУ, это мера сравнения для оценки того, не является ли уровень облучения пациента в данном кабинете аномально высоким или низким для рассматриваемого исследования или процедуры.

На практике РДУ можно выявить исходя от распределения стандартных или средних доз облучений пациентов в регионе или стране.

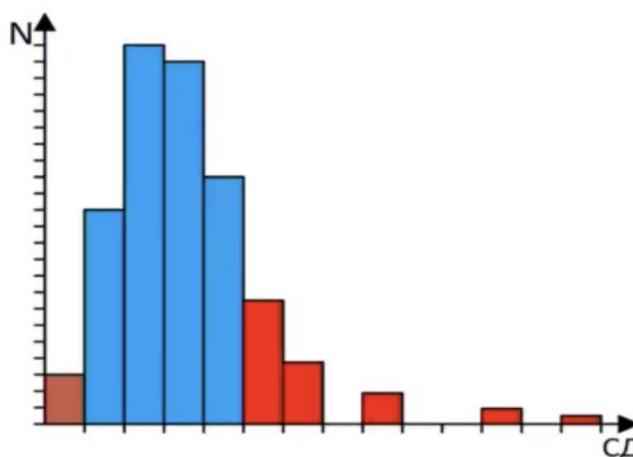


График 1 - Показано общая средняя доза облучения пациентов

На полученном графике строим разделяющую линию на 75%-ом показателе средней дозы, и этот 75%-перцентиль принимаем, как референтный диагностический уровень. Средняя доза- ср. доза у взрослого пациента обоего пола с массой тела  $70 \pm 10$  кг при проведении выбранного рентгенорадиологического исследования в типовом режиме работы данного аппарата.

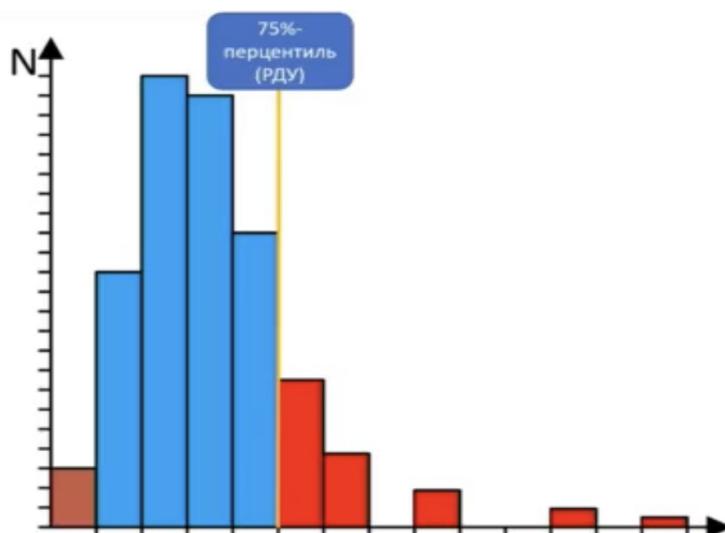
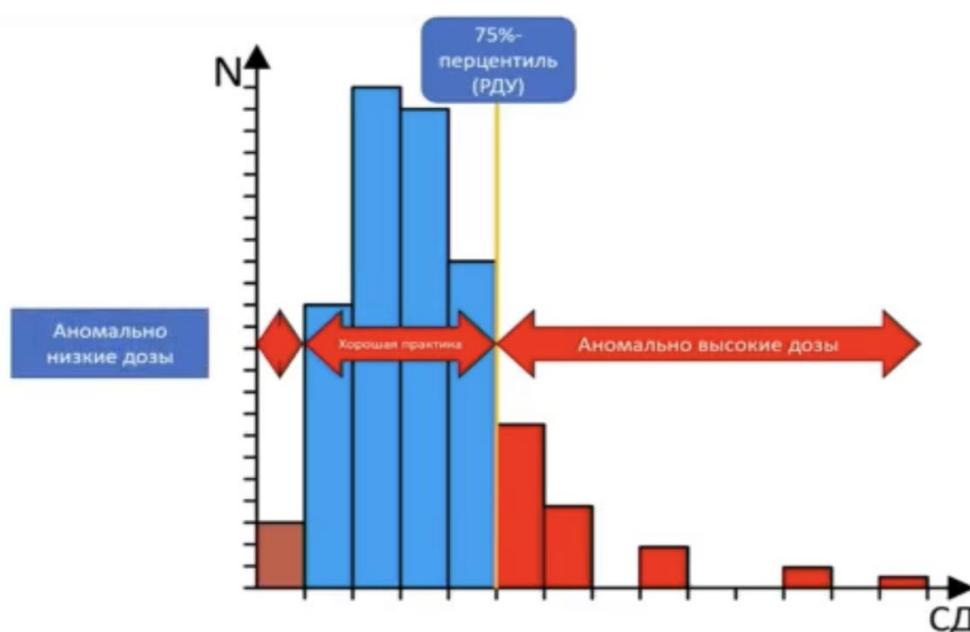


График 2 - Показано как нужно брать 75%-перцентиль от общей средней дозы пациентов. Выше РДУ должны будем принимать за anomalно высокие дозы, это дозы выше чем у 75% коллег, у которых было аналогичные исследования, которое нужно снижать.



Графике 3 - Показано деление на anomalно низкие дозы, хорошие дозы, и anomalно высокие дозы.

Также исходя от этого графика нужно учитывать anomalно низкие дозы, это 10%. Потому что при таких показателях всплывает вопрос как в таких обстоятельствах получают качественное изображение.

**Заключение.** В ходе статьи мы поняли, как нужно рассчитывать дозу нагрузки, и что РДУ позволяет снизить дозы, а в итоге снизить опасность исследования без потери качества. Это значит, качество снимка не должно снижаться, оно должно быть постоянно в хорошем качестве. Мы должны оптимизировать протоколы снимков, и понимать на что мы воздействуем. Цикл такого снижения занимает 5 лет, и за этот период мы можем достигнуть снижения дозы на 25%. Например, национальные DRL (diagnostic reference level) Великобритании для обычных

рентгеновских обследований взрослых пациентов за последние 20 лет, снизилась в 2 раза. Это не только из-за того, что у них поменялась оборудование и они стали более безвредными, а это именно из-за того, что они занимаются этим вопросом.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. NCRP Report No. 93. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States: Bethesda Publishers 1987
2. Контроль эффективных доз пациентов при медицинских рентгенологических исследованиях. Методические указания. – М.: Федеральный радиологический центр при СПб НИИРГ; СПб НИИРГ, кафедра радиационной гигиены РМАПО; Департамент Госсанэпиднадзора Минздрава РФ и др., 2004
3. Brick J., Morin R. Size-specific Dose Estimation for CT: How Should It Be Used and What Does It Mean? Radiology 2014; 256
4. Maria Lewis, CTDosimetry: ImPACT spreadsheet for calculating organ and effective doses from CT exams, London, 2004, p. 32-33.
5. [http://www.consultant.ru/document/cons\\_doc\\_LAW\\_103742/d31a7346c7efc5f9945113aa2627c0bc35bcfdb7/](http://www.consultant.ru/document/cons_doc_LAW_103742/d31a7346c7efc5f9945113aa2627c0bc35bcfdb7/)

ӘӨЖ 539.171.018

#### СТЕПНОГОРСК ҚАЛАСЫНДА РАДОН БЕЛСЕНДІЛІГІН ЭПР ӘДІСІМЕН БАҒАЛАУ

Қадыр Шахризада Шухратқызы

[kadyr\\_shahrizada@mail.ru](mailto:kadyr_shahrizada@mail.ru)

Л.Н.Гумилев атындағы Еуразия ұлттық университеті, Ядролық физика мамандығының 2 курс магистранты, Нұр-Сұлтан, Қазақстан  
Ғылыми жетекшісі – Жумадилов К.Ш.

Экологиялық тұрғыдан алғанда ең маңызды табиғи радионуклидтерге уран ( $^{238}\text{U}$  және  $^{235}\text{U}$  изотоптары) және торий ( $^{232}\text{Th}$ ) жатады. Бұл изотоптардың ыдырауы кезінде генетикалық байланысқан радионуклидтер (радиоактивті қатарлар, олардың негізгі изотоптары жоғарыдағы радионуклидтер) түзіледі. Ірі ыдырау өнімдерінің ішінде радий мен радонның изотоптары ерекше маңызға ие. Жер қыртысындағы көптеген еншілес радионуклидтердің қозғалғыштығы әлдеқайда жоғары болып келеді. Сондықтан бұл радионуклидтер барлық жерде кездеседі және шашыраңқы күйде іс жүзінде барлық жерде болады [1]. Уран мен торийдің еншілес радионуклидтерінің иондаушы сәулеленуі жердің радиациялық фонына (иондаушы сәулеленудің фонына) елеулі үлес қосады.  $^{238}\text{U}$  сериясына кіретін  $^{222}\text{Rn}$  радионуклидінің және оның ыдырау өнімдерінің адамға радиациялық әсер етудегі рөлі ерекше.

Радон-222 радиоактивті газ болып табылады, ол негізінен ғимарат пен қабырға қоршауларының астындағы топырақтан үй-жайларға түседі, ол адамға әсер етудің негізгі табиғи көзі ретінде қызмет етеді. Радонның 19 изотопы белгілі (барлығы радиоактивті), олардың 3-і табиғи:

$^{119}\text{Rn}$  (An, актинон, жартылай шығарылу кезеңі,  $T_{1/2} = 3,92$  сек),

$^{220}\text{Rn}$  (Tn, сторон,  $T_{1/2} = 51,5$  сек)

$^{222}\text{Rn}$  (Rn, радон,  $T_{1/2} = 3,82$  күн).  $^{222}\text{Rn}$  –  $^{238}\text{U}$  қатарында,  $^{220}\text{Rn}$  –  $^{232}\text{Th}$  қатарында,  $^{219}\text{Rn}$  –  $^{235}\text{U}$  қатарында қалыптасады.

Қалыпты жағдайда  $1 \text{ м}^3$  ауа  $7 \cdot 10^{-6}$  г радоннан тұрады. Құрамындағы радон атмосферада шамамен  $7 \cdot 10^{-17}$  салмақ% бағаланады. БҰҰ НКДАР деректері бойынша радонды және оның