

К ВОПРОСУ ОБ ОПРЕДЕЛЕНИИ ЭФФЕКТИВНОЙ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ОБСЛЕДОВАНИЙ НА ЦИФРОВОМ РЕНТГЕНОВСКОМ МАММОГРАФЕ

А. В. КИПЕНСКИЙ, С. В. ЛИТВИНЕНКО, Е. В. ХОМЕНКО, О. И. РОМАНОВ, О. В. БОНДАРЬ

В статье изложена усовершенствованная методика определения эффективной дозы облучения пациентов при проведении обследований на цифровом рентгеновском маммографе с приемником рентгеновского излучения, который реализован по схеме: рентгено-люминесцентный экран – оптический объектив – ПЗС-матрица. Приведены типовые значения априорной оценки радиационного выхода рентгеновских излучателей, используемые в методике.

Ключевые слова: рентгеновское излучение, маммография, эффективная доза облучения, анодное напряжение, толщина молочной железы.

ВВЕДЕНИЕ

Рак молочной железы (МЖ) в настоящее время занимает первое место среди злокачественных заболеваний женщин стран СНГ. Непальпируемый рак относится к одной из ранних стадий опухолевого процесса, когда клиническое воздействие имеет высокую вероятность позитивного исхода. Выявление непальпируемого рака возможно только с помощью высокочувствительных рентгеновских маммографов, которые представляют собой специализированные системы для получения снимков МЖ [1–3]. Современный маммограф оснащается встраиваемым или съемным приемником рентгеновского излучения. Цифровой приемник рентгеновского излучения может быть построен на основе полноформатной панели приемных элементов, или реализован по схеме: рентгено-люминесцентный экран (РЛЭ) – оптический

объектив (ОО) – ПЗС-матрица (матрица на основе приборов с зарядовой связью). По такой схеме, например, построены цифровые приемники рентгеновского излучения маммографов СИМА и МАДИС, которые разработаны и серийно производятся фирмой РАДМИР (г. Харьков) [4, 5].

На рис. 1 представлена обобщенная структурная схема маммографа с цифровым приемником рентгеновского излучения (РИ), построенным по схеме: РЛЭ – ОО – ПЗС-матрица. Из структурной схемы видно, что рентгеновское излучение, пройдя исследуемый объект, преобразуется в световое излучение с помощью РЛЭ, который совмещен с рентгенозащитным стеклом (РЗС). Далее световое излучение РЛЭ фокусируется с помощью объектива на светочувствительную поверхность ПЗС-матрицы.

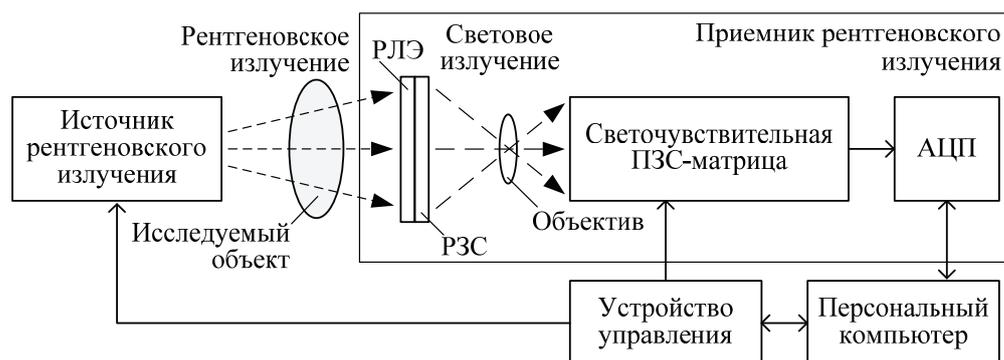


Рис. 1. Структурная схема маммографа с цифровым приемником рентгеновского излучения

Применяемое для просвечивания МЖ рентгеновское излучение, обладает ионизирующим свойством. Ионизирующее воздействие на МЖ может иметь отдаленные последствия в виде канцеро- или соматогенеза в клетках тканей. Поэтому воздействие РИ на биологические объекты необходимо сводить к минимально необходимому. Количественной мерой энергии РИ, поглощенной молочной железой, является

эффективная доза, которая зависит не только от интенсивности и спектрального состава воздействующего излучения, но и от параметров самого исследуемого объекта [6].

Отметим, что в состав маммографа не входит встроенный измеритель дозы (или дозиметр с датчиком), т.к. поток рентгеновских квантов от источника РИ настолько ослаблен РЗС, что практически соот-

ветствует естественному фону и не подлежит измерению.

Для медицинских радиологов выпущены различные инструкции и методики по определению эффективной дозы, накопленной в органах и тканях при медицинских обследованиях [7, 8]. Приведенная в [8] методика расчета эффективной дозы относится к маммографам без встроенных измерителей дозы и основана на применении оценки радиационного выхода рентгеновского излучателя, получаемой предварительно при выпуске аппарата из производства, ремонте или регулировке источника РИ по месту эксплуатации маммографа. Под радиационным выходом здесь понимают отношение мощности поглощенной дозы в воздухе, измеренной в точке на оси первичного пучка РИ, отстоящей на расстоянии 1 м от фокуса рентгеновской трубки, к значению анодного тока при заданных значениях анодного напряжения.

Для большинства выпускаемых и эксплуатируемых маммографов расстояние фокус – приемник РИ меньше 1 м (в том числе и для маммографов СИМА и МАДИС) и обычно составляет 60–65 см. Таким образом, при использовании известной методики для измерения радиационного выхода на расстоянии 1 м, необходимо механически отсоединить источник РИ от конструктива маммографа и направить ось первичного пучка в сторону измерителя дозы, расположенного на расстоянии 1 м от источника РИ.

Операции по разборке и съему источника РИ, по измерению радиационного выхода на расстоянии 1 м не являются тривиальными и требуют специальной подготовки технического персонала и организации соответствующего рабочего места, что не всегда выполнимо в условиях лечебно-профилактического учреждения (ЛПУ).

Цель данной работы состоит в разработке методики определения эффективной дозы облучения пациентов при проведении исследований на рентгеновском маммографе без встроенных измерителей дозы и при произвольном расстоянии между фокусным пятном рентгеновской трубки и приемником РИ, которое предусмотрено штатной работой маммографа в соответствии с его функциональным назначением.

1. МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ РЕНТГЕНОВСКОГО ОБЛУЧЕНИЯ

Рассмотрим методику определения эффективной дозы, основанную на предварительном измерении радиационного выхода источника РИ маммографа без его демонтажа. На рис. 2 представлен общий вид маммографа СИМА, где показаны рабочий стол пациента, расстояние от фокального пятна рентгеновской трубки до плоскости рабочего стола $L_{ФП}$ и расстояние от компрессионной пластины до плоскости рабочего стола $L_{КОМ}$.

Решение задачи определения эффективной дозы рентгеновского облучения пациента при проведении

маммографических обследований можно разделить на четыре этапа.

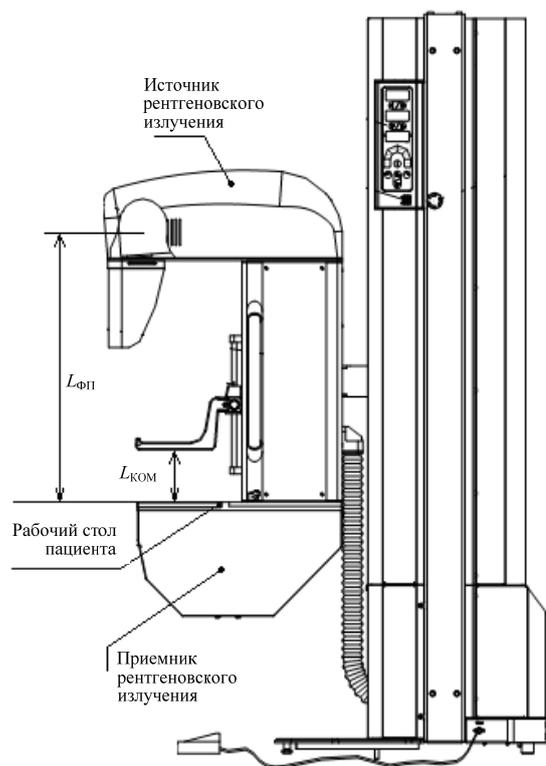


Рис. 2. Общий вид маммографа СИМА

Этап 1. Оценка радиационного выхода рентгеновского излучателя. Измерения радиационного выхода источника РИ выполняются на предприятии-изготовителе при выпуске или после ремонта маммографа, а также они могут быть выполнены при проведении планового технического обслуживания по месту эксплуатации в ЛПУ. Измерения проводят с помощью дозиметра, датчик которого размещают на осевой линии рабочего стола пациента и опускают компрессионную пластину до касания с корпусом датчика.

Измеренные значения дозы на поверхности рабочего стола пациента фиксируют при изменениях анодного напряжения рентгеновской трубки в диапазоне от 22 до 34 кВ (с шагом 1 кВ). Далее, зафиксированные значения дозы, приводят к 1 мА·с по формуле:

$$R_{ПОВ}(U_A) = \frac{L_{ФП}^2}{(L_{ФП} - L_{КОМ})^2} \cdot \frac{D_{ПОВ}(U_A)}{I_A \cdot T_{ЭКС}}, \quad (1)$$

где $R_{ПОВ}(U_A)$ – радиационный выход (приведенная к 1 мА·с доза на поверхности рабочего стола или МЖ), мкГр/мА·с; $D_{ПОВ}(U_A)$ – измеренное с помощью дозиметра значение дозы на поверхности рабочего стола пациента при заданном анодном напряжении U_A , токе и длительности экспозиции, мкГр; $I_A \cdot T_{ЭКС}$ – заданное при измерениях произведение ток-время (здесь: ток – сила анодного тока рентгеновской трубки, время – длительность временного интер-

вала экспозиции), мА·с; $L_{КОМ}$ – задаваемое значение толщины МЖ в диапазоне от 0 до 8 см; $L_{ФП}$ – расстояние от фокального пятна рентгеновской трубки до поверхности рабочего стола пациента (приведенные в работе графики и расчеты проводились для $L_{ФП} = 65$ см).

Результаты измерений дозы заносят в рабочую программу маммографа, где по формуле (1) выполняется расчет приведенных значений радиационного выхода.

На рис. 3 в графическом виде приведены зависимости радиационного выхода от анодного напряжения рентгеновской трубки при различных значениях толщины МЖ.

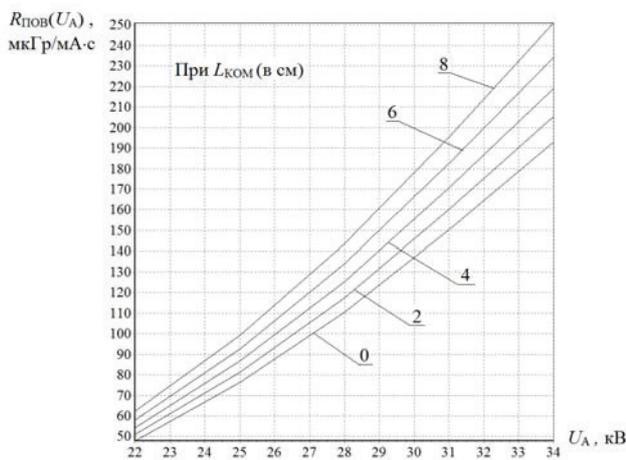


Рис. 3. Зависимости приведенного радиационного выхода источника РИ на поверхности МЖ от анодного напряжения рентгеновской трубки при различных значениях толщины МЖ

В табл. 1 приведены некоторые типовые значения полученных данных для источника РИ, построенного на основе рентгеновской трубки с вращающимся молибденовым анодом.

Таблица 1
Приведенные значения дозы $R_{ПОВ}(U_A)$ на поверхности МЖ (приведенный радиационный выход), мкГр/мА·с

Толщина МЖ $L_{КОМ}$, см	Анодное напряжение U_A , кВ				
	22	25	28	31	34
0	47,8	76,3	110,4	150,3	193,0
2	50,9	81,2	117,5	160,0	205,5
4	54,3	86,6	125,4	170,6	219,2
6	58,1	92,6	134,0	182,4	234,3
8	62,2	99,2	143,6	195,4	251,0

Этап 2. Расчет приведенных средних значений поглощенной дозы. Приведенные средние значения поглощенной дозы рассчитывают для значений напряжения U_A , изменяемого в диапазоне от 22 до 34 кВ и толщины МЖ $L_{КОМ}$ – в диапазоне от 0 до 8 см по формуле:

$$D_{Ж}(U_A) = K_{Ж}(L_{КОМ}) \cdot R_{ПОВ}(U_A), \quad (2)$$

где $D_{Ж}(U_A)$ – приведенное среднее значение поглощенной дозы, мкГр/мА·с; $R_{ПОВ}(U_A)$ – значение приведенной к 1 мА·с дозы на поверхности молочной железы, взятое из табл. 1, мкГр/мА·с; $K_{Ж}(L_{КОМ})$ – коэффициент перехода от значений дозы на поверхности МЖ к средней дозе в МЖ (см. [8], табл. 8–1), определенный для комбинации материалов анод трубки/фильтр – молибден/молибден.

Зависимости приведенного среднего значения поглощенной дозы от анодного напряжения рентгеновской трубки при различной толщине МЖ представлены в графическом виде на рис. 4.

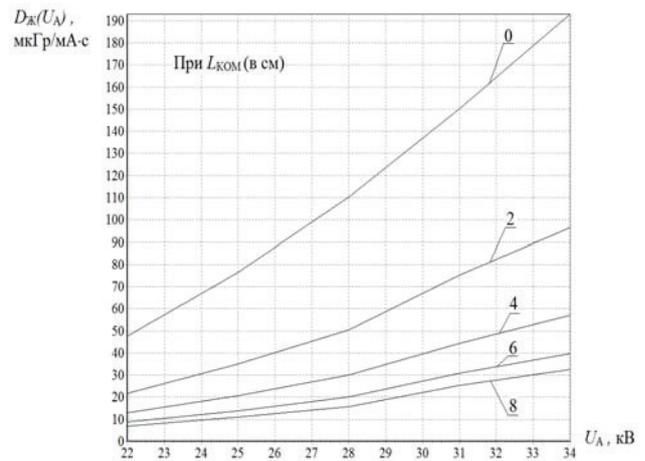


Рис. 4. Зависимости приведенного среднего значения поглощенной дозы от анодного напряжения рентгеновской трубки при различных значениях толщины МЖ

Некоторые типовые результаты вычислений по формуле (2) сведены в табл. 2.

Таблица 2
Приведенные средние значения поглощенной дозы, мкГр/мА·с

Толщина МЖ $L_{КОМ}$, см	$K_{Ж}$ 22-29кВ/ 30-35кВ	Анодное напряжение U_A , кВ				
		22	25	28	31	34
0	1/1	47,8	76,3	110,4	150,3	193,0
2	0,43/0,47	21,9	34,9	50,5	75,2	96,6
4	0,24/0,26	13,0	20,7	30,1	44,3	57,0
6	0,15/0,17	8,7	13,8	20,1	31,0	39,8
8	0,11/0,13	6,8	10,9	15,8	25,4	32,6

Этап 3. Расчет приведенных значений эффективной дозы. Приведенные значения эффективной дозы определяют по формуле:

$$E_{ПР}(U_A) = D_{Ж}(U_A) \cdot W_P \cdot W_T, \quad (3)$$

где $E_{ПР}(U_A)$ – приведенное значение эффективной дозы, мкЗв/мА·с; $D_{Ж}(U_A)$ – приведенное среднее значение поглощенной дозы (взятое из табл. 2), мкГр/мА·с; $W_P = 1$ мкЗв/мкГр – взвешивающий ко-

эффицент (переводит поглощенную дозу в эквивалентную); $W_T = 0,05$ – взвешивающий фактор (учитывает вероятность лучевого поражения облучаемого органа).

На рис. 5 в графическом виде представлены зависимости приведенного значения эффективной дозы от анодного напряжения рентгеновской трубки при различной толщине МЖ.

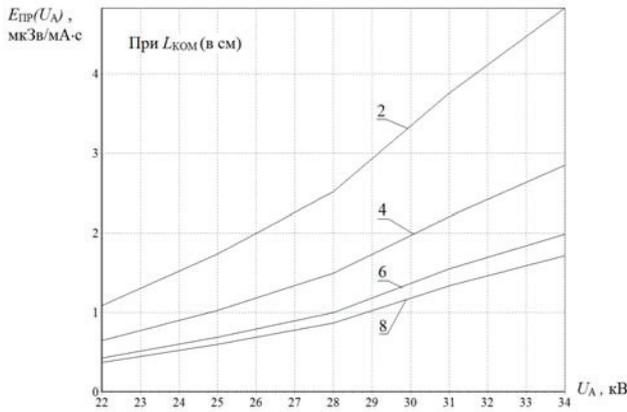


Рис. 5. Зависимости приведенных средних значений эффективной дозы от анодного напряжения рентгеновской трубки при различных значениях толщины МЖ

Отдельные результаты вычислений по формуле (3) представлены в табл. 3.

Таблица 3

Приведенные значения эффективной дозы, мкЗв/мА·с

Толщина МЖ $L_{ком}, см$	Анодное напряжение $U_A, кВ$				
	22	25	28	31	34
$0 < L_{ком} \leq 2$	1,09	1,74	2,52	3,76	4,83
$2 < L_{ком} \leq 4$	0,65	1,03	1,50	2,21	2,85
$4 < L_{ком} \leq 6$	0,43	0,69	1,00	1,55	1,99
$6 < L_{ком}$	0,37	0,60	0,87	1,34	1,72

Этап 4. Определение эффективной дозы облучения пациентов. Значение эффективной дозы облучения МЖ в результате выполнения снимка определяют следующим образом. По измеренному значению толщины МЖ $L_{ком}$ и заданному значению анодного напряжения рентгеновской трубки U_A в табл. 3 отыскивают приведенное значение эффективной дозы $E_{пр}$. Далее определяют эффективную дозу облучения пациента после выполнения снимка МЖ по формуле:

$$E = E_{пр}(U_A) \cdot I_A \cdot T_{ЭКС}, \quad (4)$$

где E – эффективная доза облучения, мкЗв; $E_{пр}(U_A)$ – приведенное значение эффективной дозы, мкЗв/мА·с; $I_A \cdot T_{ЭКС}$ – величина произведения ток-время (экспозиция), установленная при выполнении снимка, мА·с.

Рассчитанное в ПК значение эффективной дозы выводится на экран монитора, сохраняется в базе данных рабочей программы и распечатывается в заключении врача.

ВЫВОДЫ

Совершенствование методики позволяет определить эффективную дозу облучения пациентов при проведении обследований на рентгеновском маммографе для любого штатного расстояния между фокусным пятном источника РИ и приемником. Расчет эффективной дозы основан на использовании оценки радиационного выхода источника РИ и не требует демонтажа источника РИ или приемника. Такой подход сокращает продолжительность выполнения работ по определению радиационного выхода, снижает требования к организации рабочего места для выполнения работ (что особенно важно для ЛПУ), повышает эксплуатационную пригодность рентгеновского маммографа.

Литература

- [1] Рожкова Н.И., Кочетова Г.П., Мазо М.Л. Техническое оснащение вакуумной аспирационной биопсии молочной железы под рентгеновским и ультразвуковым контролем // М.: Журнал «Медицинская техника» № 5 (251), 2008. – С.40–43.
- [2] Hashimoto E. Practical digital mammography / Beverly E. Hashimoto. // Thieme Medical Publishers, Inc., New York, Stuttgart. – 2008. – P. 205
- [3] Солодкий В.А., Ставицкий Р.В. Методы визуализации и контроля организма и его систем. – М.: «ГАРТ», 2009. – 352 с.
- [4] Хоменко Е.В., Куц П.И. Рентгеновский маммографический цифровой комплекс МАДИС для скрининговых и диагностических обследований молочной железы // Научно-практический журнал «Вестник рентгенлаборантов и рентгенологов». Донецк. 2007, № 1 (11). – С. 21–22.
- [5] Литвиненко С.В., Хоменко Е.В. Рентгеновский маммографический комплекс СИМА – оптимальное средство для скрининг-диагностики // М.: Журнал «Медицинский бизнес» № 9 (233), 2013.
- [6] Радіаційна медицина: підручник за редакцією чл.-кор. НАМН України, проф. М.І. Пилипенка. – К.: ВСВ «Медицина», 2013. – 232 с.
- [7] Розрахунок та облік індивідуальної ефективної дози опромінення пацієнта від рентгенодіагностичних процедур. Відомча інструкція. МОЗ України. Харківський науково-дослідний інститут медичної радіології. – Харків, 1995 р.
- [8] Ионизирующее излучение, радиационная безопасность. Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований. Методические указания МУ 2.6.1.2944-11. Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека. – Москва, 2011 г.

Поступила в редколлегию 13.12.2017



Кипенский Андрей Владимирович – доктор технических наук, профессор кафедры промышленной и биомедицинской электроники Национального технического университета «Харьковский политехнический институт», академик Академии наук прикладной радиоэлектроники. Область научных интересов – теория микропроцессорного импульсного управления изделиями медицинской техники различного назначения.



Литвиненко Сергей Викторович – кандидат технических наук, директор фирмы «Радмир». В 1986 г. окончил Харьковский институт радиоэлектроники. Область научных интересов – исследование воздействия ионизирующего излучения на биологические объекты.



Хоменко Евгений Владимирович – кандидат технических наук, старший научный сотрудник, главный конструктор ООО «Элкомед». В 1975 г. окончил Харьковский политехнический институт. Область научных интересов – проблемы электромагнитного воздействия на материалы и радиофизические системы.



Романов Олег Иванович – главный конструктор фирмы «Радмир». В 1975 г. окончил Харьковский институт радиоэлектроники. Область научных интересов – проблемы формирования и обработки рентгеновских изображений.



Бондарь Олег Владимирович – ведущий инженер-программист ООО «Элкомед». В 1990 г. окончил Харьковский авиационный институт. Область научных интересов – проблемы взаимодействия рентгеновского излучения с веществами, обладающими различными фрактальными свойствами, цифровая обработка рентгеновских изображений.

УДК 615.471.03

До питання про визначення ефективної дози опромінення пацієнтів під час проведення обстежень на цифровому рентгенівському маммографі / А.В. Кіпенський, С.В. Литвиненко, Є.В. Хоменко, О.І. Романов, О.В. Бондар // Прикладна радіоелектроніка: наук.-техн. журнал. – 2017. – Том 16, № 3, 4. – С. 129 – 133.

У статті викладено удосконалену методику визначення ефективної дози опромінення пацієнтів під час проведення обстежень на цифровому рентгенівському маммографі з приймачем рентгенівського випромінювання, що реалізований за схемою: рентгено-люмінесцентний екран – оптичний об'єктив – ПЗС-матриця. Наведені типові значення априорної оцінки радіаційного виходу рентгенівських випромінювачів, що використовуювані в методиці.

Ключові слова: рентгенівське випромінювання, маммографія, ефективна доза опромінення, анодна напруга, товщина молочної залози.

Табл.: 3. Іл.: 5. Бібліогр.: 8 найм.

UDC 615.471.03

On the determination of an effective radiation dose of patients when conducting examinations on a digital X-ray mammograph / A.V. Kipenskiy, S.V. Litvinenko, E.V. Homenko, O.I. Romanov, O.V. Bondar // Applied Radio Electronics: Sci. Journ. – 2017. – Vol. 16, № 3, 4. – P. 129 – 133.

The paper presents a developed technique for determining the effective radiation dose of patients when performing examinations on a digital X-ray mammograph with an X-ray receiver constructed according to the X-ray fluorescent screen – optics – CCD-matrix scheme. Typical values of the a priori estimate of the radiative X-ray emitters yield used in the technique are given.

Keywords: X-ray radiation, mammography, effective dose of radiation, anodic voltage, thickness of mammary gland.

Tab.: 3. Fig.: 5. Ref.: 8 items.