

РОЗДІЛ «РАДІОЕЛЕКТРОНІКА»

УДК 621.376

ЗАХАРОВ Д.А., магистр
ВРУБЛЕВСКИЙ И.М., магистр
КУЛИК М.В., ассистент
ИГНАТКИН В.У., д.т.н., профессор

Днепродзержинский государственный технический университет

ЛАБОРАТОРНЫЙ СТЕНД ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ LCD ДИСПЛЕЕВ

Введение. В настоящее время жидкокристаллические (ЖК) дисплеи получили широкое распространение во всех сферах жизни. Основными их достоинствами являются малая потребляемая энергия, низкие рабочие напряжения, удобное конструктивное исполнение, долговечность (12-15 лет непрерывной работы). Основными ведущими производителями ЖК дисплеев являются компании Winstar, Samsung, LG, Sony, выпускающие полную линейку стандартных модулей алфавитно-цифровых и графических индикаторов.

Дисплеи разделяются на группы: графические ЖК, символьные ЖК, сегментные ЖК, светодиодные индикаторы и TFT матрицы. Управление ЖК осуществляется с помощью микроконтроллера (МК). В качестве микроконтроллера был выбран восьмиразрядный МК серии Atmel, Atmega8. Отсутствие лабораторных стендов по изучению и разработке алгоритмов управления ЖК дисплеев затрудняет понимание работы устройства. Поэтому актуальным является разработка лабораторного стенда для изучения алгоритмов управления ЖК дисплеев.

Постановка задачи. Целью данной работы является создание лабораторного стенда для изучения и разработки алгоритмов управления ЖК дисплеев.

Результат работы. Для решения поставленной задачи был использован МК ATmega8. Этот контроллер имеет 1кБ программной памяти, 8кБ флэш-памяти и 512 байт энергонезависимой постоянной памяти. В роли тактового генератора был выбран внутренний RC осциллятор с частотой 1МГц. Жидкокристаллический индикатор имеет встроенный контроллер HD44780. Алгоритмы работы символьных и графических дисплеев параллельного ввода данных похожи друг на друга, поэтому представленный стенд является универсальным. Такой тип дисплея наиболее часто применяется в различных устройствах радиоэлектроники. Системные команды контроллера представлены в табл.1.

Виртуальная модель, она же принципиальная схема, показана на рис.1. Управление ЖК происходит по восьмиразрядной параллельной шине данных D0-D7. Регистр R/W установлен в режим записи данных. Выводы E и RS подключены к МК. Основной функцией контроллера является начальная инициализация ЖК и последующее управление с помощью клавиатуры. При нажатии на любую из клавиш контроллер выполняет функцию обыкновенного триггера. Таким образом при первом нажатии на соответствующем выводе устанавливается логическая 1, при последующем нажатии соответственно устанавливается логический 0.

Временные задержки контроллера HD44780 позволяют производить управление дисплеем с помощью обыкновенной клавиатуры. Благодаря этому можно проследить передачу каждого бита данных из микроконтроллера на дисплей. В графических индикаторах протоколы инициализации могут быть намного больше по объему. Поэтому при основной задаче разработки стенда рассматриваются символьные дисплеи.

Таблица 1 – Система команд контроллера матрицы HD44780

RS	R/W	DB 0...7	Описание
0	0	0 0 0 0 0 0 0 1	Очистить дисплей и установить курсор в нулевую позицию (адрес 0)
0	0	0 0 0 0 0 0 1 -	Установить курсор в нулевую позицию (адрес 0). Установить дисплей относительно буфера DDRAM в начальную позицию. Содержимое DDRAM при этом не меняется
0	0	0 0 0 0 0 0 1/D S	Установить направление сдвига курсора вправо (1/D=1) или влево (1/D=0) при записи / чтении очередного кода в DDRAM. Разрешить (S=1) сдвиг дисплея вместе со сдвигом курсора
0	0	0 0 0 0 1 D C	Включить (D=1) / Выключить (D=0). Зажечь (C=1) или погасить (C=0) курсор. Положение курсора сделать мигающим (B=1)
0	0	0 0 0 1 S/C R/L--	Переместить курсор (S/C=0) или сдвинуть дисплей (S/C=1) вправо (R/L=1) или влево (R/L=0)
0	0	0 0 1 DL N F - -	Установить разрядность шины данных 4 бита (DL=0) или 8 бит (DL=1), количество строк дисплея – одна (N=0) или две (N=1). Шрифт 5 на 7 точек (F=0) или 5 на 10 (F=1)
0	0	0 1 A _{CG}	Установка адреса CGRAM, после этой команды данные будут записываться / считываться с/в CGRAM
0	0	1 A _{DD}	Установка адреса DDRAM, после этой команды данные будут записываться / считываться из/в DDRAM
0	1	BF AC	Чтение состояния busy флага (BF) и счетчика адреса
1	0	Данные	Запись данных в CGRAM или в DDRAM
1	1	Данные	Запись данных в CGRAM или в DDRAM

После инициализации дисплея [1] контроллер переходит в режим опроса управляющих кнопок. Период опроса состояния портов ввода рассчитывается по формулам (1) и (2) [2, 3]:

$$T_{\text{timer0_ovf}} = \frac{CK * TCNTx}{F_{CPU}}; \quad (1)$$

$$T_{\text{timer0_ovf}} = \frac{256 * 66}{1000000} = 60 \text{ Гц}. \quad (2)$$

При нажатии на любую из кнопок происходит звуковой сигнал и загорание соответствующего светодиода. Микроконтроллер реагирует на задний фронт входного импульса, который формируется при нажатии кнопок. Определение нажатия кнопок происходит по переполнению восьмибитного встроенного таймера. Во избежание случайных наборов команд на портах входа контроллера установлены шунтирующие резисторы номиналом 10 кОм. Такую процедуру необходимо выполнять потому, что внутреннее сопротивление порта ввода информации составляет 300 кОм. При определенных условиях при статических напряжениях или наводках возможно произвольное срабатывание порта ввода.

На портах вывода параллельно шине данных [2] установлены индикаторные светодиоды, с помощью которых можно визуально определять, в каком состоянии находится тот или иной порт выхода. Таким образом, если светодиод горит, значит на выхо-

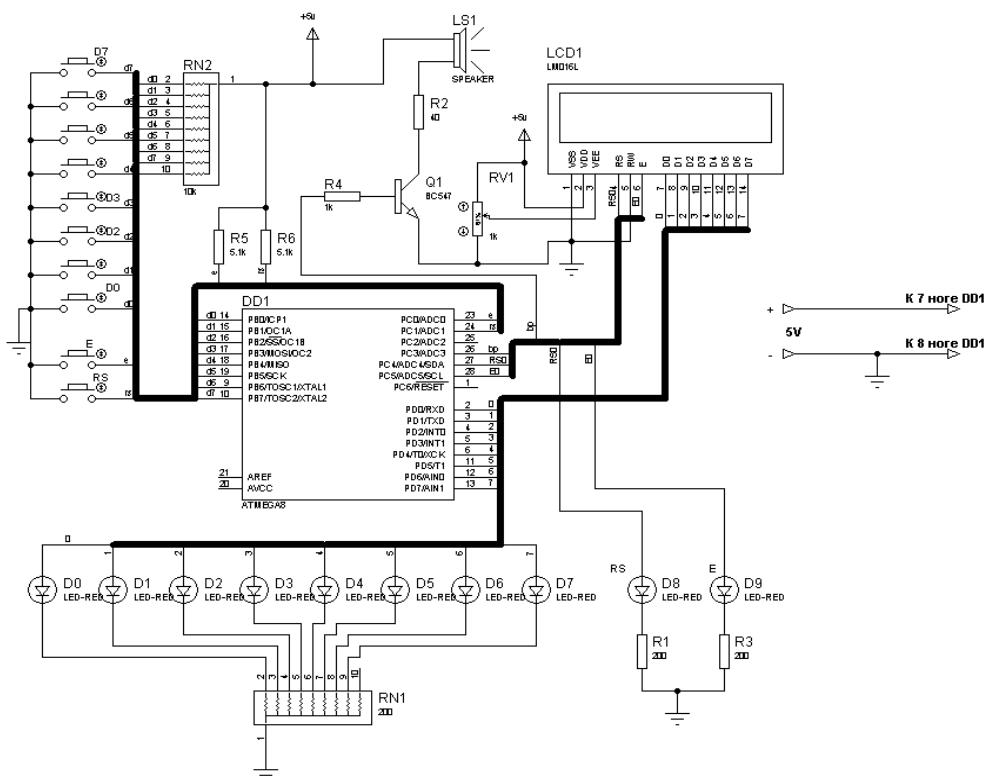


Рисунок 1 – Виртуальная модель программно-аппаратного комплекса для исследования ЖК дисплеев

де определенного порта установлена логическая единица. Путем определенных манипуляций клавиатуры можно установить необходимый код и отправить его в ЖК. Ограничительные резисторы светодиодов были выбраны 1 кОм. Таким образом, протекающий ток на светодиоде был равен 3 мА, что не оказывало никаких влияний на передачу информации в ЖК.

На рис.2 изображен сигнал инициализации ЖК дисплея, на котором видно, что

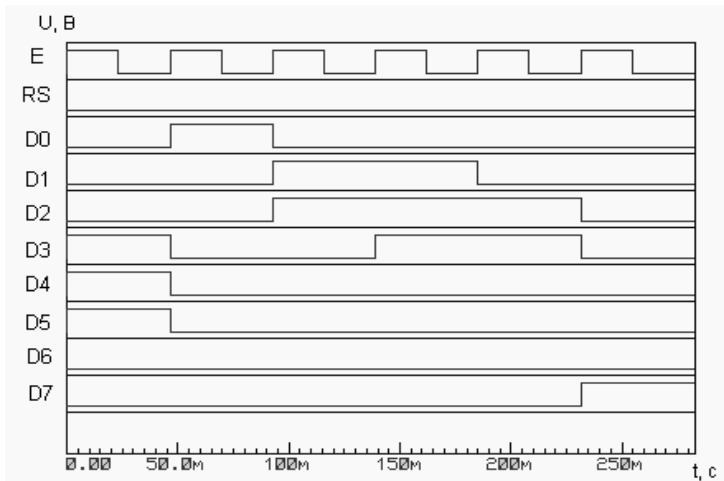


Рисунок 2 – Диаграмма инициализации ЖК в разрабатываемой модели

для выполнения любой команды необходимо подавать строб-импульс на вывод E дисплея. Параллельная восьмиразрядная шина D0-D7 необходима для передачи команд. По окончании передачи любой информации следует устанавливать задержку не менее 40 мкс. Такие требования необходимы, чтобы контроллер ЖК успел обработать полученные данные. При подаче на вывод RS логического нуля происходит адресация регистров команд, которые управляют параметрами экрана. Когда на этом выводе присутствует высокий логический уровень, то происходит запись байтов во внутреннюю память с последующим воспроизведением информации на экран индикатора. Во время передачи команд в контроллер индикатора необходимо установить на параллельную

шину данные, затем подать строб-импульс. При выводе данных на экран монитора следует на линии D0-D7 послать необходимую информацию, после чего установить на порту RS логическую 1, подать строб-импульс и сбросить вывод RS.

На рис.3 представлен лабораторный стенд для исследования алгоритмов управления ЖК дисплеем.

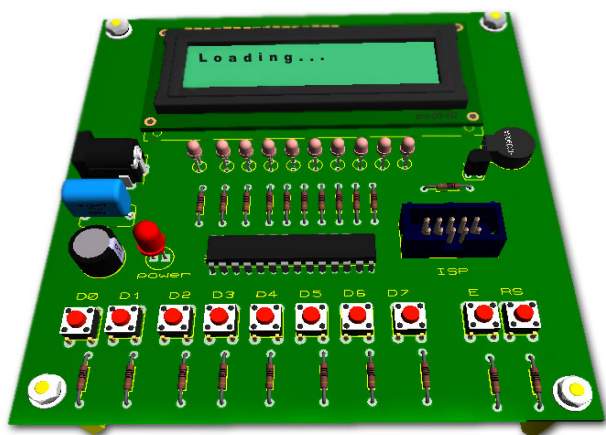


Рисунок 3 – Лабораторный стенд для исследования алгоритмов управления МК для ЖК дисплеев

Выводы:

1. Создан лабораторный стенд, который включает в себя клавиатуру управления параллельной шиной ЖК дисплея и универсальный разъем, с помощью которого подключаются ЖК дисплеи.
2. Лабораторный стенд позволяет изучить: инициализацию ЖК, вывод команд данных на дисплей и доступ к буферной памяти ЖК дисплея.
3. Разработанная виртуальная модель лабораторного стенда дает возможность отладить алгоритм управления МК для ЖК дисплеев.

ЛИТЕРАТУРА

1. С'янов А.М. Система управління перетворювачем енергії з використанням модуля РКІ / С'янов А.М., М.В.Кулик, О.С.Манукян // Збірник наукових праць Дніпродзержинського державного технічного університету (технічні науки). – Дніпродзержинськ: ДДТУ. – 2010. – Випуск 1(14). – С.254-258.
2. Опачий Ю.Ф. и др. Аналоговая и цифровая электроника (полный курс): учебник для вузов / О.П.Глудкин, А.И.Гуров; под ред. О.П.Глудкина. – М.: Горячая Линия-Телеком, 2000. – 768с
3. http://www.sonelec-musique.com/logiciels_proteus_lib_en.html.

Поступила в редколлегию 09.12.2013.

УДК 621.386

МЕЩАНИНОВ С.К., д.т.н., профессор
ХРЕБТО А.Б., магистр

Днепродзержинский государственный технический университет

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ЧАСТОТНОГО ДИАПАЗОНА РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗЛУЧЕНИЙ ПРИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ЧЕЛОВЕКА

Введение. Несмотря на большой потенциал научных разработок, посвящённых применению современных технических достижений лучевой диагностики при поражениях костно-суставного аппарата, до сих пор не определены принципы выбора оптимальной тактики лучевого исследования, которые позволили бы практическому врачу при рациональном использовании технических, физических и интеллектуальных ресурсов достигать максимального диагностического эффекта. Поэтому сегодня остро стоит

вопрос о внедрении новых методик лучевых исследований в первый этап диагностики поврежденных опорно-двигательного аппарата.

За последние годы цифровые технологии всё стремительнее входят в нашу жизнь. Так и в медицине появляется новое поколение оборудования, в основе которого лежат компьютерные технологии получения и обработки информации. Рентгеновская компьютерная томография (КТ) является высокоинформативным методом лучевой диагностики, но при этом пациент получает относительно высокую дозу облучения.

Постановка задачи. Повреждения и заболевания опорно-двигательного аппарата занимают второе место среди причин временной нетрудоспособности и третье место среди причин инвалидности и смертности населения. В последние годы определяется значительный рост показателей поражения костно-суставной системы с 10,9 до 16,9 на 100000 взрослого населения.

По прогнозам многих специалистов ВОЗ их количество будет расти, что связано с увеличением средней продолжительности жизни и старением населения планеты. В 2000 году число лиц в возрасте 60 лет и старше составило около 590 миллионов человек, а к 2025 году превысит 1 миллиард 100 миллионов человек.

Изменения на ранних стадиях патологического процесса в костной части опорно-двигательного аппарата, не говоря уже о повреждениях его мягкотканых компонентов, в недостаточной мере интерпретируются при использовании классической рентгенологической диагностики.

Наиболее распространенным видом излучения, применяющимся в диагностических целях организма человека, являются рентгеновские лучи. Со времени открытия рентгеновских лучей, самым значительным достижением в разработке методов рентгенодиагностики стала компьютерная томография.

Таким образом, целью настоящей работы является исследование воздействия частотного диапазона рентгеновского излучения КТ на организм человека.

Результат работы. Используемое в компьютерном томографе рентгеновское излучение направлено на диагностику патологических изменений в организме больного. Однако нередко дозы оказываются неоправданно высокими: их можно было бы существенно уменьшить без снижения эффективности, причем польза от такого уменьшения была бы весьма существенна, поскольку дозы, получаемые от облучения в медицинских целях, составляют значительную часть суммарной дозы облучения от техногенных источников.

Рентгеновское излучение является мутагенным фактором. Считается, что поражение прямо пропорционально поглощенной дозе излучения. Все технологии и методики визуализации с использованием рентгеновских лучей основываются на том, что различные ткани ослабляют рентгеновские лучи в неодинаковой степени. При КТ рентгеновскими лучами экспонируются только тонкие слои ткани. Отсутствуют наслоения других тканей, которые мешают получению их четкого изображения. В процессе прохождения через ткани рентгеновские лучи ослабляются, частично из-за поглощения энергии, частично из-за рассеяния. Ослабление лучей описывается следующим уравнением:

$$I=I_0e^{-\mu d}, \quad (1)$$

где I – интенсивность излучения, что было пропущено (излучения на выходе из ткани);

I_0 – интенсивность излучения, падающего на входе в ткани;

μ – так называемый коэффициент полного линейного ослабления для ткани;

d – расстояние, которое прошло излучение сквозь ткань (толщина ткани).

Коэффициент ослабления μ обусловлен атомным номером и электронной плотностью ткани. Чем выше атомное число и плотность электронов, тем выше коэффициент ослабления. Коэффициент ослабления зависит также от энергии рентгеновских лучей. Фотоны рентгеновского излучения имеют энергию от 100 эВ до 250 кэВ, что соответствует излучению с частотой от $3 \cdot 10^{16}$ Гц до $6 \cdot 10^{19}$ Гц и длиной волны 0,005-10 нм [1].

Компьютерная обработка изображения позволяет различать более ста степеней изменения плотности исследуемых тканей: от нуля – для воды и ликвора, до ста и более – для костей (табл.1). Это дает возможность дифференцировать различия нормальных и патологических участков тканей в пределах 0,5-1%, т.е. в 20-30 раз больше, чем на обычных рентгенограммах.

Таблица 1 – Плотность различных тканей в КТ

Ткань	Плотность, HU	Ткань	Плотность, HU
Кость, в среднем	+1000	Серое вещество мозга	+20-40
Свернувшая кровь	+55-75	Кровь	+13-18
Селезенка	+50-70	Спинно-мозговая жидкость	+15
Печень	+40-60	Опухоль	+5-35
Поджелудочная железа	+40-60	Желчный пузырь	+5-30
Почки	+40-60	Вода	0
Аорта	+35-50	Орбиты	-25
Мышцы	+35-50	Жир	-100
Белое вещество мозга	+36-46	Легкие	-150-400
Мозжечок	+30	Воздух	-1000

Шкала единиц Хаунсфилда (денситометрических показателей, англ. *HU*) – шкала линейного ослабления излучения по отношению к дистиллированной воде, рентгеновская плотность которой была принята за 0 *HU* (при стандартных давлении и температуре). Для материала *X* с линейным коэффициентом ослабления величина *HU* определяется по формуле [2]:

$$HU = \frac{\mu_X - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \cdot 1000, \quad (2)$$

где μ_{water} , μ_{air} – линейные коэффициенты ослабления для воды и воздуха при стандартных условиях.

Таким образом, одна единица Хаунсфилда соответствует 0,1% разницы в ослаблении излучения между водой и воздухом или приблизительно 0,1% коэффициента ослабления воды, так как коэффициент ослабления воздуха практически равен нулю.

Для исследования воздействия частотного диапазона излучения КТ на организм человека использовали компьютерно-томографический индекс дозы (*CTDI*), являющийся мерой поглощенной дозы облучения в одном томографическом срезе [3]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p, \quad (3)$$

где $CTDI_w$ – взвешенный *CTDI*, мГр; $CTDI_c$ – значение *CTDI* в центре фантома, мГр; $CTDI_p$ – среднее из четырех значений *CTDI* на периферии фантома, мГр.

Для определения поглощенной дозы облучения за все КТ-исследование рассчитывали дозиметрический параметр „произведение дозы на длину”:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L, \quad (4)$$

где DLP – произведение дозы на длину, мГр·см;

$CTDI_{vol}$ – объемный взвешенный $CTDI$, мГр; L – длина зоны сканирования, см.

Для сопоставимости результатов дозиметрии при расчете DLP использовали следующие значения длины зоны сканирования, соответствующие человеку среднего роста и массы тела: головной мозг – 12 см, шея – 12, грудная полость – 25, брюшная полость – 22, таз – 20 см.

На завершающем этапе для расчета эффективной дозы облучения использовали формулу

$$E = DLP \cdot E_{DLP}, \quad (5)$$

где E – эффективная доза, мЗв; DLP – произведение дозы на длину, мГр·см;

E_{DLP} – нормализованная эффективная доза или коэффициент пересчета, соответствующий конкретной анатомической области, мЗв·мГр⁻¹·см⁻¹.

Изменение коэффициента E_{DLP} в зависимости от области исследования обусловлено относительным распределением радиочувствительных органов в теле человека. Значения коэффициента E_{DLP} : головной мозг – 0,0023, шея – 0,0054, грудная полость – 0,017, брюшная полость – 0,015, таз – 0,019.

DLP (произведение дозы на длину) рассчитываются по формуле:

$$DLP = \sum_i CTDI_{vol} \cdot L, \quad (6)$$

где L – длина области сканирования. Символ \sum_i означает, что необходимо просуммировать значения DLP для каждого из сканирований.

Основными параметрами протокола КТ-исследования, влияющими на дозу облучения, являются: сила тока в рентгеновской трубке; время ротации, т. е. полного (на 360°) оборота рентгеновской трубки и детекторов вокруг сканируемого объекта; напряжение в рентгеновской трубке; коллимация среза; питч; количество повторных сканирований (например, до и после внутривенного введения контрастного вещества). Между произведением силы тока на время ротации (мА·с) и дозой облучения имеется прямая пропорциональная зависимость.

Вторым параметром, существенно влияющим на дозу облучения, является питч. $CTDI_{vol}$ учитывает влияние питча на дозу облучения. Его значение рассчитывается по формуле:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p}, \quad (7)$$

где p – питч (это отношение сдвига стола пациента Δd за полный оборот трубки к ширине рентгеновского луча $N \cdot T$):

$$p = \frac{\Delta d}{N \cdot T}, \quad (8)$$

где N – количество каналов сбора информации;

T – толщина среза, определяемая физической коллимацией. Его увеличение приводит к пропорциональному снижению дозы облучения.

Детский организм более чувствителен к ионизирующему излучению, для расчета эффективной дозы облучения при КТ-исследованиях у детей в возрасте до 15 лет используется повышающий коэффициент (табл.2), зависящий от возраста ребенка.

Таблиця 2 – Повышающий коэффициент

Возраст	Голова и шея	Грудная клетка	Брюшная полость и таз
Взрослые	1,0	1,0	1,0
15 лет	1,1	1,0 – 1,1	1,0 – 1,1
10 лет	1,2 – 1,3	1,1 – 1,4	1,2 – 1,5
5 лет	1,6 – 1,7	1,2 – 1,6	1,2 – 1,6
1 год	2,2	1,3 – 1,9	1,3 – 2,0
Новорожденные (0 лет)	2,3 – 2,6	1,4 – 2,2	1,4 – 2,4

Расчет эффективной дозы облучения у ребенка 1 года.

При исследовании грудной полости $CTDI_{vol}$ составил 12 мГр. Если длина области сканирования (в соответствии с возрастом ребенка) составит 14 см, тогда в соответствии с формулой (4) $DLP = 12 \cdot 14 = 168$ мГр·см. С учетом повышающего коэффициента для данного возраста (возьмем среднее значение 1,6) эффективная доза = $168 \cdot 0,017 \cdot 1,6 = 4,6$ мЗв. Такую дозу облучения получает ребенок при сканировании с параметрами КТ-исследования взрослого. При исследовании детей нет необходимости использовать такие же высокие мА·с и кВ, как при исследовании взрослых. При сканировании грудной полости у ребенка в возрасте 1 года с адаптированными к массе тела параметрами (50 мА·с, 120 кВ) $CTDI_w$ составляет 10 мГр, $CTDI_{vol} = 6,7$ мГр, $DLP = 93$ мГр·см, $E = 2,5$ мЗв, что в 1,8 раза меньше, чем при сканировании с параметрами исследования взрослых.

Выводы. В отличие от рентгенографии, при которой доза облучения за последние 10 лет существенно уменьшилась благодаря распространению цифровых технологий, доза при КТ не снижается. Причинами этого являются не только возрастающая доступность метода, расширение показаний к его использованию, появление новых высокоинформативных методик, но и технические принципы получения КТ-изображений. С целью снижения лучевой нагрузки на пациентов при КТ-исследованиях необходима полная и достоверная информация о величине доз облучения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Левин Г.Г. Компьютерная томография: [учебное пособие для студентов] / Г.Г.Левин. – М., 2011. – 212с.
2. Марусина М.Я. Современные виды томографии [учебное пособие.] / М.Я.Марусина, А.О.Казначеева – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. – 152с.
3. Дозовые нагрузки при компьютерно-томографических исследованиях / [Хоружик С.А., Чиж Г.В., Богушевич Е.В. и др.]. – Известия национальной академии наук Беларуси. – Б., 2009. – 14с. – (Серия медицинских наук).

Поступила в редколлегию 18.12.2013.