

## КОНЦЕПЦИЯ И БАЗОВЫЙ МОДУЛЬ СИСТЕМЫ КЛИНИЧЕСКОЙ ДОЗИМЕТРИИ И КОНТРОЛЯ РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ

Ю.В. Семенов<sup>1</sup>, В.А. Костылев<sup>2</sup>, А.В. Хмелев<sup>2,3</sup>, С.А. Белов<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Московский инженерно-физический институт

<sup>2</sup> Институт медицинской физики и инженерии

<sup>3</sup> Московский городской педагогический университет

<sup>4</sup> Московская городская областная больница № 62

### Введение

Перспективы развития современной лучевой терапии (ЛТ) заключаются в повышении ее эффективности, главным образом, за счет создания системы управления качеством облучения онкологических больных. Такое управление включает в себя множество задач, связанных с радиационными измерениями, дозиметрией и управлением терапевтическими пучками излучений медицинских ускорителей, рентгеновских установок, источников  $^{60}\text{Co}$ . Результирующая погрешность всех этих операций не должна превышать  $\pm 5\%$  [1, 2], в том числе дозиметрических измерений – не выше  $\pm 2\%$  [10]. При этом необходимо получать и обрабатывать большой объем информации, а также иметь механизм принятия оптимальных решений по управлению пучками и процедурой облучения.

Для решения этих задач технология проведения измерений, обработки и хранения результатов, представления их оператору и управления процессом измерений должна быть автоматизированной на основе современной цифровой электроники и вычислительной техники. Методики измерений, детекторы и электронные устройства должны разрабатываться в соответствии с международными стандартами [3], позволяющими обеспечивать предельно минимальную абсолютную погреш-

ность измерений и высокие метрологические параметры измерительной системы. Кроме того, измерительная и управляющая электроника должна быть унифицирована для обеспечения минимальной относительной погрешности и наращивания функциональных возможностей технологии [6].

В настоящее время отечественное приборостроение практически не производит аппаратуру для дозиметрических измерений в ЛТ. Зарубежные аналоги разрабатываемой системы (клинические дозиметры фирм PTW Freiburg и Scanditronix-Wellhofer) – это автономные переносные одноканальные приборы, широко используемые в мире для проведения абсолютной дозиметрии в клинической практике. Однако в силу ограниченности аппаратно-программных возможностей этих приборов они не могут быть использованы для решения указанных выше задач.

Данная работа посвящена разработке концепции и базового модуля системы клинической дозиметрии и радиационных измерений в ЛТ. Такая система создается путем объединения программно-аппаратных средств современной вычислительной и измерительной техники, а также методик и протоколов дозиметрических измерений международного стандарта в единую информационно-измерительную технологию.

## Концепция системы

Разрабатываемая система предназначена для проведения абсолютной дозиметрии, измерения радиационных характеристик терапевтических пучков и полей излучений, поглощенных доз в фантомах и на больных, полей рассеянного излучения при проведении ЛТ. Структура системы приведена на рис. 1.

Концепция такой системы включает в себя следующие основные положения:

1. Соответствие современным критериям, используемым при создании информационно-измерительных технологий [4]:
  - высокая чувствительность и точность измерений;
  - непрерывность измерений;
  - работа в реальном масштабе времени;
  - коммуникативность процесса измерения и управления (обратная связь, самонастройка);
  - информационная достаточность (объем памяти, быстродействие);
  - создание и работа с базой данных.
2. Модульная компоновка системы функциональными блоками электроники и детекто-

рами при максимальном использовании аппаратно-программных средств IBM-совместимых компьютеров – за счет встраивания в системную магистраль специализированных многофункциональных интерфейсных плат.

3. Наличие многоканального электрометрического преобразователя.
4. Компьютеризированное управление измерениями, обработкой и протоколированием результатов в соответствии со стандартом МАГАТЭ TRS-398, обеспечивающее гарантированную величину погрешности измерений.
5. База данных не только с протоколами измерений, но и с организацией информации о средствах, методиках и результатах измерений.
6. Комплектация обучающей программой по клинической дозиметрии и радиационным измерениям в ЛТ, функционирующей в аппаратно-программной среде системы.
7. Возможность интегрирования системы в информационную технологию более высокого уровня.

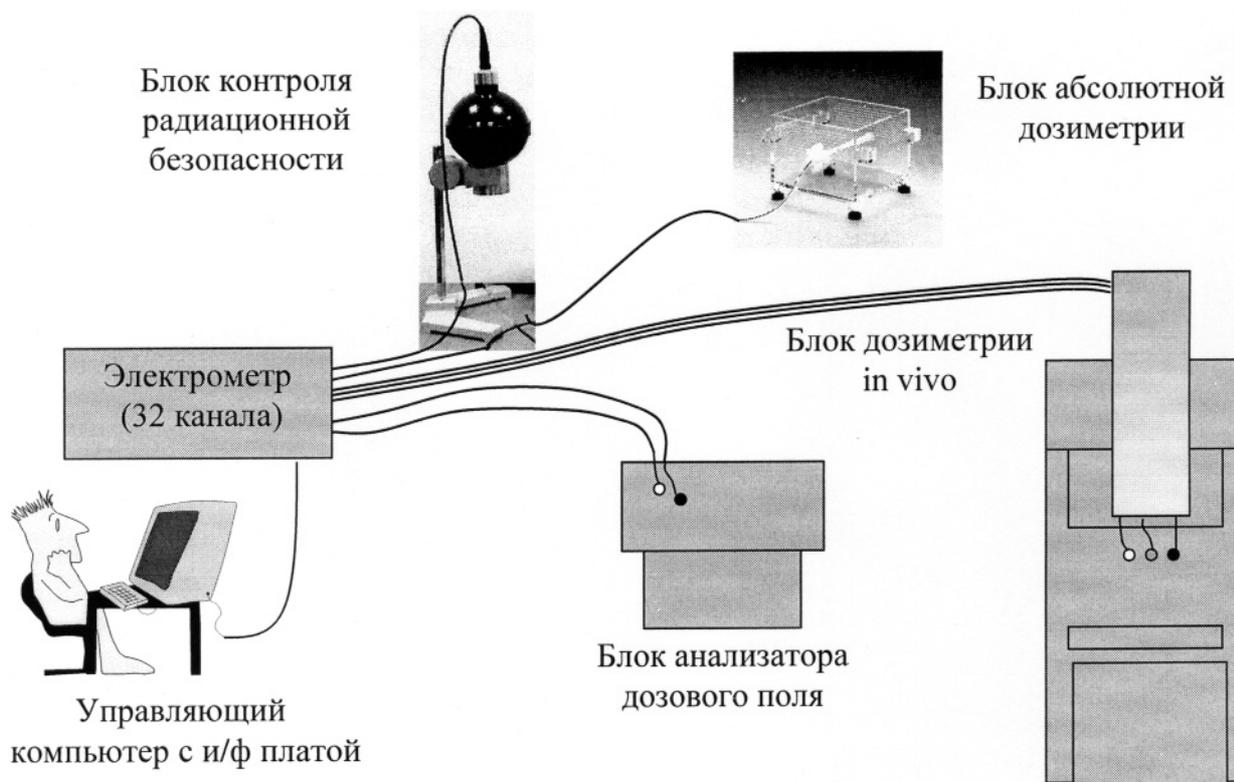


Рис. 1. Структура системы

## Конструкция базового модуля системы

Начальным этапом разработки системы является создание ее базового модуля – универсального клинического дозиметра [5]. Такой дозиметр предназначен для клинических измерений характеристик терапевтических пучков и радиационных полей лучевых аппаратов, поглощенной дозы и мощности дозы высокоэнергетических фотонных (60 кВ – 50 МВ) и электронных (1–50 МэВ) пучков в твердотельных и водных фантомах и на воздухе, а также для контроля радиационной безопасности при проведении ЛТ. В соответствии с разработанной концепцией конструкция базового модуля строится на модульном принципе, позволяющем его использовать на начальном этапе для указанных выше измерений в рентгеновской, электронной и гамма-терапии (с соответствующей ионизационной камерой и программным блоком). Главной особенностью этого модуля является заложенная в конструкции возможность его дальнейшего использования для полномасштабных дозиметрических измерений, необходимых для обеспечения качества ЛТ:

- ✓ абсолютной поглощенной дозы (в комплекте с разрабатываемой специальной ионизационной камерой качества излучения [7]),
- ✓ относительной дозиметрии при выполнении функции анализатора дозового поля

(с дополнительными электронными и программными блоками и автоматизированным водным фантомом),

- ✓ дозиметрии *in vivo* на пациенте (с дополнительными детекторами и блоками),
- ✓ параметров пучков при проведении протонной, пийонной и нейтронной лучевой терапии (с дополнительными ионизационными камерами).

Блок-схема дозиметра, как части системы клинической дозиметрии, разработанная в соответствии с приведенными выше базовыми концептуальными положениями, представлена на рис. 2.

Базовый модуль системы клинической дозиметрии и радиационных измерений включает в себя четыре основные конструктивные и функциональные части (рис. 2, 3, 4):

1. Многоканальный электрометрический преобразователь для абсолютной дозиметрии с адаптированным к нему высоковольтным источником питания детекторов, обеспечивающим возможность регулировки напряжения от 0 до  $\pm 500$  В с шагом 5 В. Преобразователь выполнен в виде выносного модуля и предназначен для приведения электрических сигналов с детекторов к уровням, пригодным для измерения аналого-цифровым преобразователем (АЦП), линейризации сигналов, фильтрации шумов и оптоизоляции.

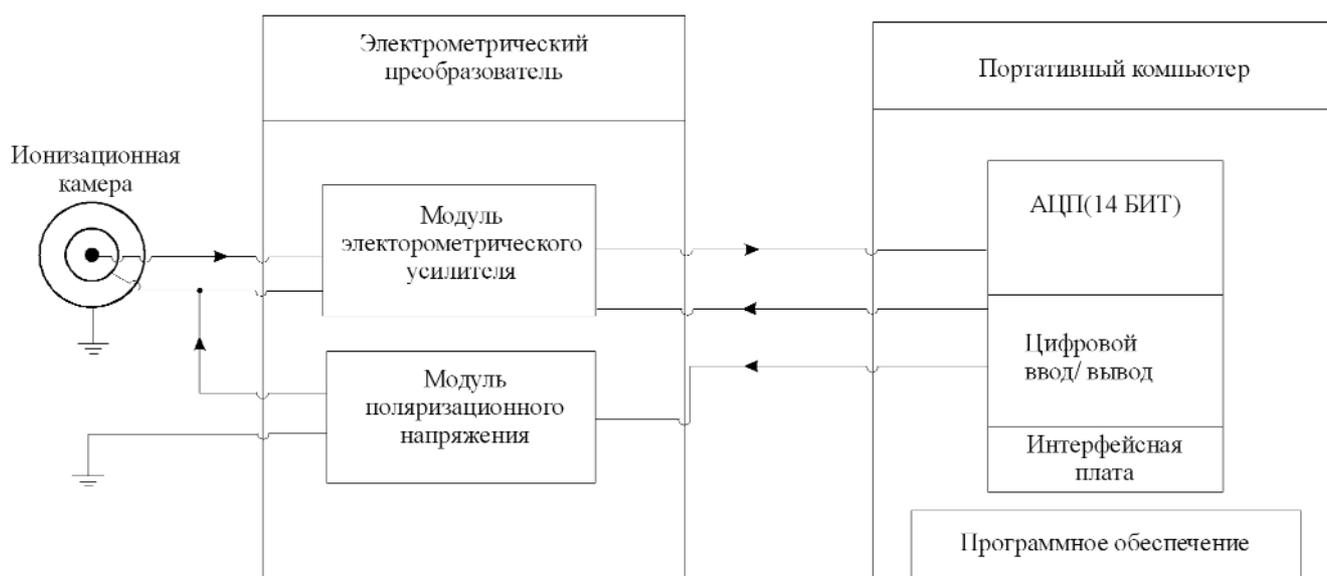


Рис. 2. Блок-схема дозиметра



Рис. 3. Дозиметр с ионизационными камерами для лучевой терапии



Рис. 4. Базовый модуль системы с камерой для контроля радиационной безопасности

Погрешность калибровки электрометра по току и заряду составляет  $\pm 0,1\%$ .

2. Портативный персональный компьютер типа IBM со встроенной интерфейсной платой на 32 аналоговых канала. Интерфейсная плата предназначена для проведения измерений и управления прибором. Она содержит: аналоговый мультиплексор, программируемый усилитель, АЦП и цифро-аналоговый преобразователь. Плата встраивается в системную магистраль к шине ISA или PCI компьютера.

3. Детекторы – набор разработанных ионизационных камер со стенками из тканеэквивалентного материала: наперстковая типа Farmer с объемом  $0,6\text{ см}^3$ , цилиндрическая ( $0,125\text{ см}^3$ , герметическая), сферическая ( $500\text{ см}^3$ ), плоско-параллельные ( $0,16\text{ см}^3$  – для электронных пучков и  $0,02\text{ см}^3$  – для низкоэнергетического рентгеновского излучения). Разработанные и созданные ионизационные камеры имеют конструкцию и геометрию, близкую к широко применяемым на практике камерам зарубежного производства. Камеры подключаются к электрометрическому усилителю с помощью трехаксиального кабеля длиной до 50 м.

4. Программное обеспечение дозиметрического модуля, выполненного на языке C++ в среде Lab Windows CVI, предназначенной для программирования электронной аппаратуры.

Принцип действия дозиметра основан на измерении силы электрического тока (или заряда), возникающего в ионизационной камере под воздействием ионизирующих излучений. Измерение электрических величин производится с помощью электрометрического преобразователя. Управление дозиметром и преобразование электрических величин в дозиметрические осуществляется портативным компьютером с одновременным измерением и выводом на экран компьютера дозы, мощности

дозы, заряда и тока. Дозиметр имеет встроенный источник самотестирования, для контроля токовых утечек и поляризационного напряжения.

## Программное обеспечение

Разработанное программное обеспечение функционирует на персональном компьютере под управлением MS Windows и предназначено для обеспечения автоматизированного управления дозиметром, измерениями и обработкой результатов измерений, а также для визуализации поступающих данных, сохранения результатов измерений в базе данных и их анализа, подготовки отчетов (протоколов) и их вывода на печать. В программном обеспечении заложены возможности измерения эффективности сбора заряда и коэффициента поляризации, поправочного коэффициента на градиент поля, температуру и давление воздуха, а также коррекции чувствительности детекторов на энергию и тип излучения. Программное обеспечение системы состоит из следующих функциональных блоков: управления аппаратурой на нижнем уровне; интерфейса оператора системы, генерации отчетов (протоколов) и базы данных (БД).

### Блок управления аппаратурой

Программное обеспечение нижнего уровня включает:

- ✓ подпрограмму обслуживания цифрового выхода платы L-1450;
- ✓ подпрограмму обслуживания 14-разрядного устройства управления реле прибора;
- ✓ подпрограмму обслуживания 12-разрядного ЦАП1, предназначенного для установки компенсированного "нуля" на всех диапазонах измерения;
- ✓ подпрограмму обслуживания 12-разрядного ЦАП2, предназначенного для установки высокого напряжения на детекторе;
- ✓ подпрограмму обслуживания 14-разрядного АЦП платы L-1450.

Подпрограммы обслуживания АЦП и цифрового выхода (порта) платы L-1450 состоят из API-функций. Подпрограммы обслуживания ЦАП1, ЦАП2 и реле оперируют с 16-битным выходным цифровым регистром платы L-1450.

### Блок интерфейса оператора

Разработанный интерфейс оператора

предоставляет средства, обеспечивающие выполнение функций настройки всех параметров дозиметрического модуля до начала измерений, осуществления управления им во время измерений, просмотра и анализа полученных результатов измерений. Такой интерфейс включает панели, предназначенные для управления дозиметром при измерениях, просмотра результатов измерений и получения протоколов измерений, настроек (аппаратуры, параметров и алгоритмов измерений, фактора коррекции), работы с детекторами, просмотра текущих установок оператора во время измерений; поиска результатов измерений в базе данных, а также панели оператора и администратора системы.

На рис. 5 изображена одна из панелей интерфейса пользователя, предназначенная для управления дозиметром при измерениях, включающая, в частности:

- ✓ экран осциллографа для определения временных параметров измеряемых величин;
- ✓ цифровые табло для отображения времени измерения, тока/мощности дозы, заряда/поглощенной дозы;
- ✓ кнопки установки высокого напряжения, включения/выключения высоковольтного источника питания, измерительного входа прибора к детектору, измерений фона, дозиметрических измерений, записи результатов измерений в файлах БД, открытия окна просмотра результатов измерений и генерации протоколов;
- ✓ клавиши переключения полярности высоковольтного источника питания, поддиапазо-

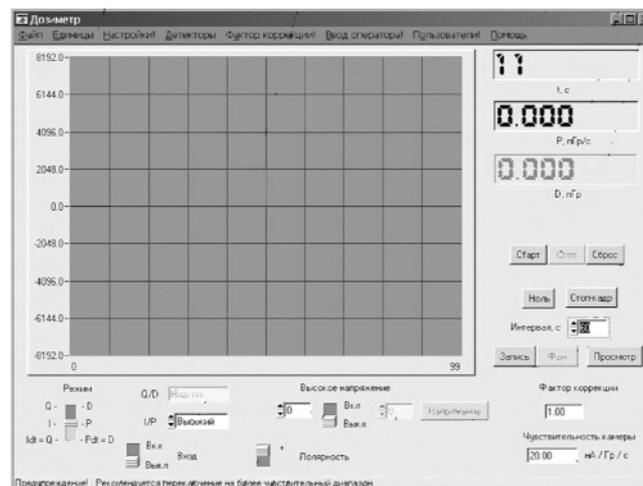


Рис. 5. Панель управления дозиметра

нов измерений тока/мощности дозы и заряда/поглощенной дозы, режимов измерения прибора;

- ✓ окна для установки интервала времени измерения и высокого напряжения на детекторе; отображения установленных факторов коррекции и чувствительности детектора;
- ✓ экранное меню с подменю для установки единиц измерения, вызова окна настроек прибора, выбора детектора из БД, настройки параметров измерений для подключенного детектора, установки параметров для генерации протоколов измерений и работы с БД.

### Блок генерации отчетов

Генерация отчетов (протоколов) применяется для представления сводной информации о результатах измерений. Эта информация получается в результате проведения необходимых расчетов по усреднению или интеграции данных измерений. При расчете сводной информации о результатах измерений учитываются также особенности функционирования дозиметра, например, необходимость приостановки измерений на время переходного процесса, связанного с переключением диапазонов измеряемого сигнала. Кроме того, для получения конечного результата учитывается фоновая составляющая, определяемая до и после проведения измерений. Структура отчета (протокола) определена при разработке системы и учитывает все стандарты, которым предписано следовать при формировании отчетов в области дозиметрии. Выдаваемые отчеты (протоколы) можно просматривать на экране монитора, выводить на печать или в файлы в текстовом формате или формате Microsoft Word (элементы ActiveX).

### Блок базы данных

База данных предназначена для накопления и организации информации о средствах, методиках, результатах измерений и обеспечивает быстрый доступ к ней и возможность обработки и документирования данных. БД является частью системы управления, которая включает в себя также программные, языковые и организационно-методические средства, обеспечивающие коллективное использование данных. Форма запросов к базе данных – классический SQL. Параметры используемой конфигурации системы записываются в виде

файла, что исключает необходимость проведения настройки дозиметра при каждом его включении.

В спроектированной структуре БД определены состав и структура файлов, а также связи между ними. Форма представления связей между объектами соответствует реляционной модели данных. Информация БД состоит из нескольких таблиц, в каждой из которых хранится информация на одну тему (детекторы, коэффициенты коррекции, пользователи, результаты измерений и т.д.). Связь между таблицами осуществляется через одинаковые по смыслу атрибуты. Так, связь между детекторами и коэффициентами коррекции осуществляется по номеру детектора в базе данных, связь пользователей с результатами измерений – по имени, предоставляемому администратором системы каждому пользователю. Все результаты измерений имеют несколько атрибутов, по которым осуществляется поиск в БД.

С помощью запросов пользователь получает из исходных базовых таблиц необходимые данные. Запросы к БД представляются в виде формы, в которой указываются атрибуты поиска. Так, для поиска детектора в БД могут быть заданы параметры этого детектора или непосредственно номер детектора. Критерий поиска результатов измерений включает информацию о виде излучения, энергии излучения, дате измерений, номере детектора в базе данных, пользователе.

## Результаты и обсуждение

### Технические характеристики дозиметра

В проведенных испытаниях созданного дозиметра установлены следующие его характеристики:

1. Электрометрические:
  - диапазон измерения тока (заряда) положительной и отрицательной полярности от  $1 \times 10^{-15}$  А до  $1 \times 10^{-6}$  А ( $1 \times 10^{-14}$  –  $6 \times 10^{-2}$  Кл);
  - предел допускаемой основной относительной погрешности измерения тока (заряда) – менее  $\pm (0,5 \% + 1$  единица младшего разряда);
  - минимальная цена единицы младшего разряда при измерении тока (заряда)  $1 \times 10^{-15}$  А ( $1 \times 10^{-14}$  Кл);
  - входной ток утечки (без подключения

- ионизационной камеры) – менее  $5 \times 10^{-15}$  А;  
 – дрейф нулевого уровня при измерении заряда (без камеры) – менее  $\pm 5 \times 10^{-14}$  Кл;  
 – интервал времени численного интегрирования тока при измерении заряда от 1 до 9999 с.
2. Дозиметрические:
- диапазон измерения поглощенной дозы (мощности дозы) с камерой объемом  $0,6 \text{ см}^3$ : 100 мкГр – 1 МГр (0,6 мГр/мин – 1 кГр/мин);
  - с камерой объемом  $500 \text{ см}^3$ : 120 нГр – 1 Гр (0,8 мкГр/мин – 1 мГр/мин);
  - основная относительная погрешность измерения дозы (мощности дозы)  $\pm 1 \%$  при доверительной вероятности 0,95;

- зависимость чувствительности дозиметра от энергии излучения менее  $\pm 3 \%$ ;
- диапазон установки напряжения питания ионизационных камер 5–500 В с шагом  $\pm 5$  В;
- точность установки напряжения на ионизационной камере  $\pm 1 \%$ .

#### Измерения с использованием дозиметрического модуля

При проведении абсолютной дозиметрии применяется фактор коррекции, который находится произведением поправочных коэффициентов и коэффициента качества. Для определения коэффициента качества с помощью разработанного дозиметра проведены в

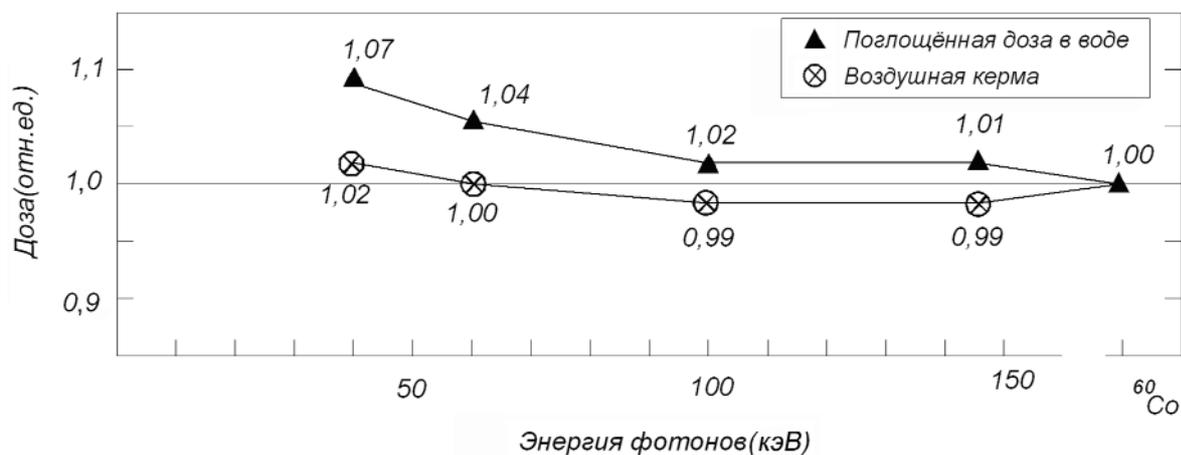


Рис. 6. Энергетическая зависимость показаний ионизационной камеры фермеровского типа

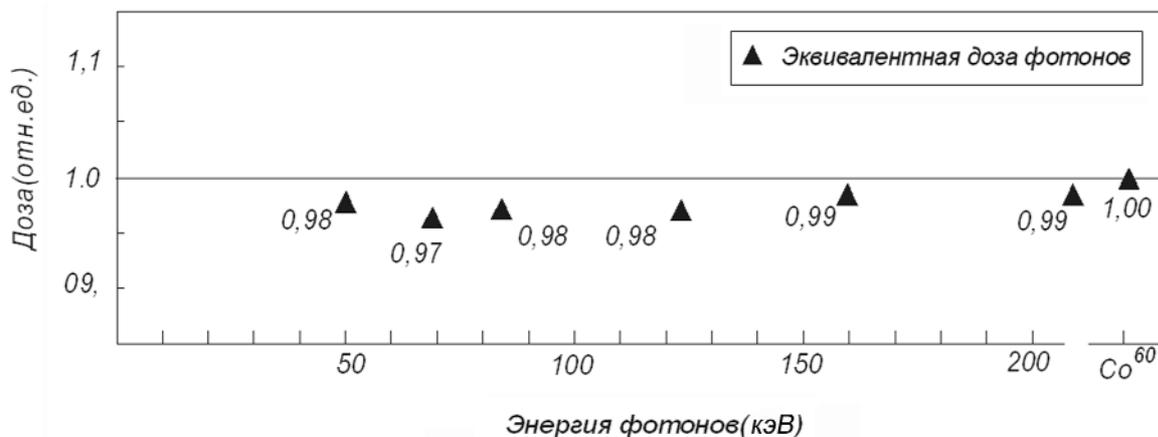


Рис. 7. Энергетическая зависимость показаний ионизационной камеры для контроля радиационной безопасности

лабораторных условиях измерения энергетической зависимости показаний ионизационной камеры фермеровского типа в области энергий до 1 МэВ. Данные измерений приведены на рис. 6. Коэффициент качества для энергий более 4 МэВ рассчитывается по методикам, описанным в [8, 9].

Предел измерений при осуществлении контроля радиационной безопасности с помощью разработанного дозиметра ограничивается максимальной мощностью дозы  $7 \times 10^{-5}$  мкГр/с (при непрерывном облучении) и 1 мкГр/имп. (при импульсном облучении). Продолжительность сбора ионов на коллекторе составляет 0,1 с (при напряжении 400 В).

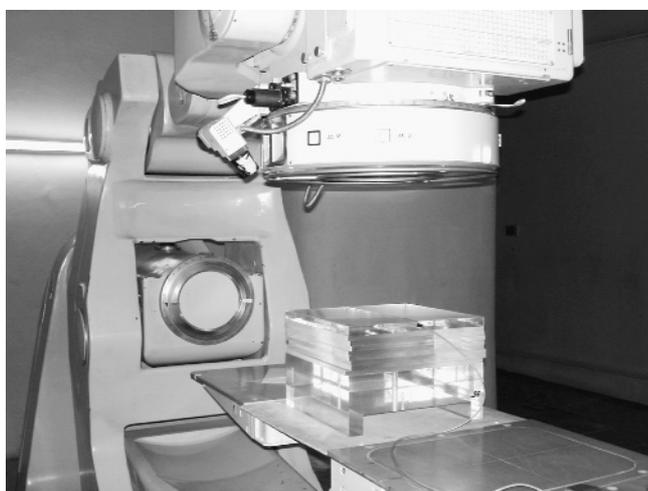


Рис. 8. Разработанный пластинчатый фантом

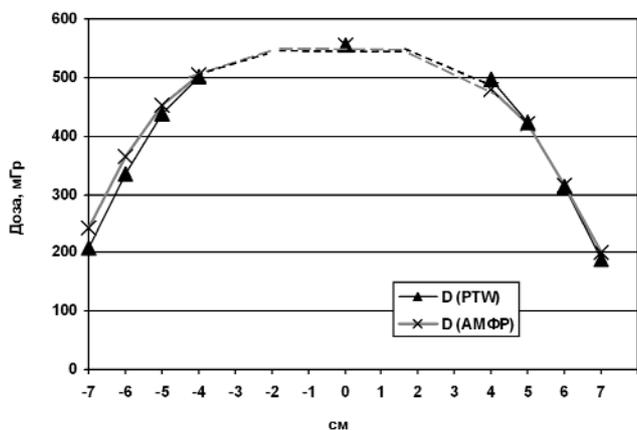


Рис. 9. Результаты измерений в фантоме на воздухе профиля пучка электронов с энергией 7,5 МэВ. РИП = 122,5 см, размер поля 12,5 × 12,5 см

Величина дозы определяется произведением измеренной величины заряда на калибровочный коэффициент камеры и на коэффициент качества. Данные лабораторных измерений энергетической зависимости показаний иони-

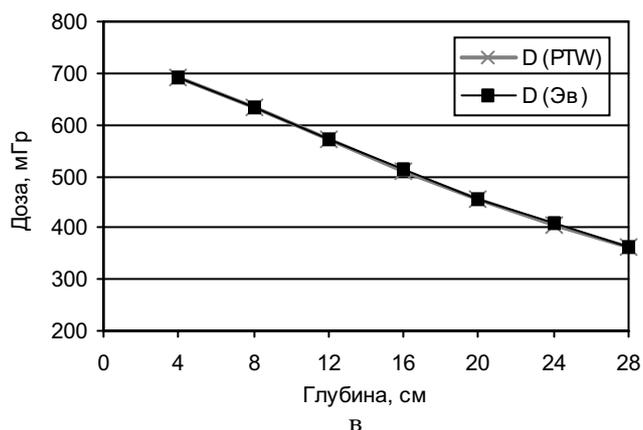
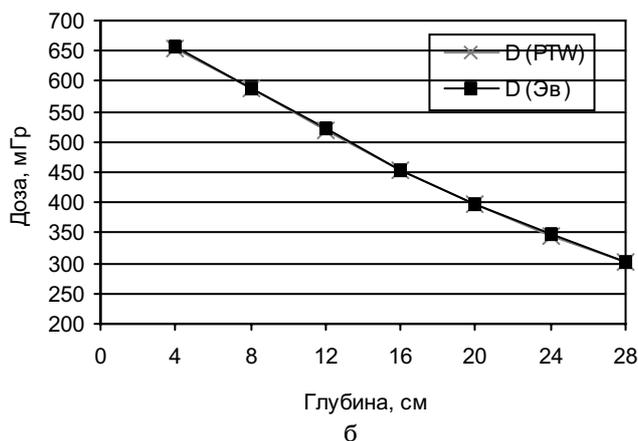
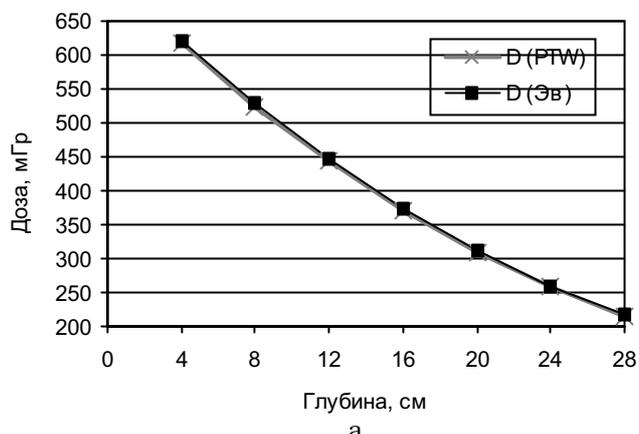


Рис. 10. Результаты измерений дозы в фантоме на воздухе на оси пучка фотонов. РИП=126,5 см, размер поля 10 × 10 см, максимальная энергия фотонов: 6 (а), 12 (б) и 25 МэВ (в)

зационной камеры для контроля радиационной безопасности, проведенные с помощью разработанного дозиметра, представлены на рис. 7.

В клинических условиях проводились также сравнительные измерения глубинных доз в пучке фотонов и профиля пучка электронов с использованием разработанного дозиметра и дозиметра фирмы PTW. В первом случае использовались камеры фермеровского типа, во втором – плоско-параллельные с объемом  $0,16 \text{ см}^3$  и  $0,05 \text{ см}^3$  соответственно. Измерения проводились в твердотельном пластинчатом фантоме (рис. 8) с использованием излучения медицинского ускорителя. Результаты измерений представлены на рис. 9 и 10 соответственно.

На рис. 11, 12 представлены результаты таких же сравнительных измерений глубинных доз в пучке фотонов 6 МВ и профиля фотонного пучка, проводившиеся в водном фантоме на глубине 10 см, при значениях РИП = 100 см и размере поля  $10 \times 10$  см. Измерения проводились испытуемым дозиметром с герметичной камерой объемом  $0,125 \text{ см}^3$  и дозиметром фирмы PTW с герметичной камерой 31 002 ( $0,125 \text{ см}^3$ ) вдоль оси пучка.

Приведенные на рис. 9, 10 данные измерений показывают, что расхождение кривых глубинных доз, измеренных двумя дозиметрами, не превышает 1%. Расхождение кривых

профиля пучка (рис. 8) несколько больше в области полутени, что, по-видимому, связано с разным объемом использованных ионизационных камер.

## Выводы

Разработана концепция системы клинической дозиметрии и контроля радиационной безопасности для лучевой терапии. Создан и испытан ее базовый прибор – компьютеризированный универсальный клинический дозиметр. Установлено, что прибор не уступает по своим электрометрическим и дозиметрическим характеристикам лучшим зарубежным аналогам. Разработанный дозиметр удовлетворяет требованиям МАГАТЭ к проведению измерений и протоколированию результатов клинической дозиметрии (TRS-398) и обеспечивает возможность перехода на другой (отечественный или зарубежный) дозиметрический стандарт. Программное обеспечение дозиметра в отличие от известных его аналогов позволяет осуществлять автоматизированные дозиметрические измерения, обработку результатов, автоматическую генерацию отчетов (протоколов) измерений и управление аппаратурой. База данных программного обеспечения служит не только для накопления, но и для организации информации о средствах, методиках, результатах измерений, и является частью

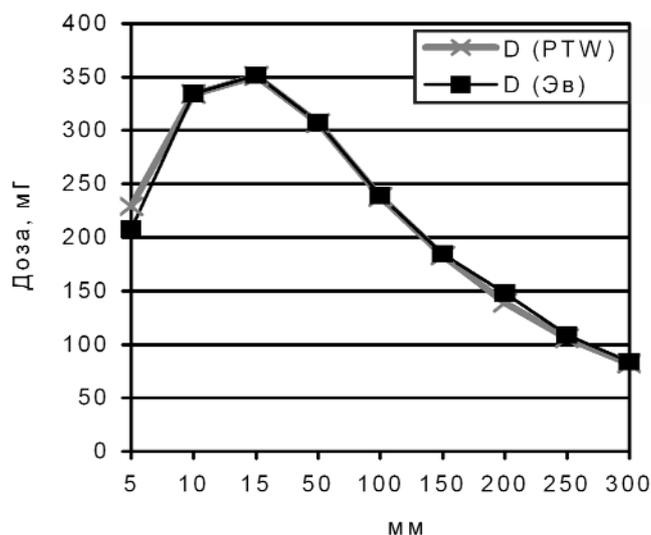


Рис. 11. Результаты измерений глубинной дозы в воде вдоль оси пучка

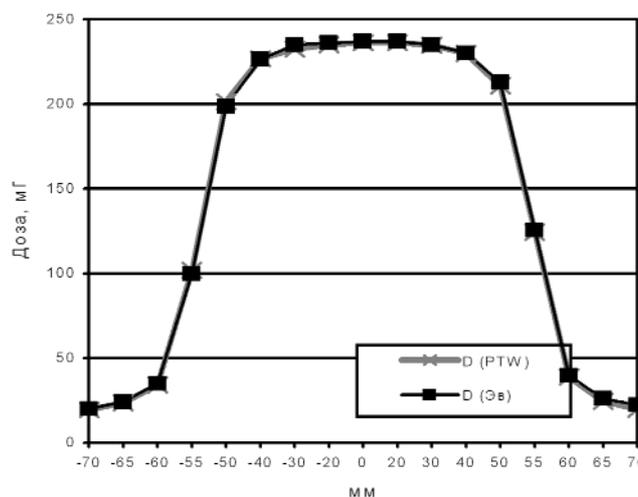


Рис. 12. Результаты измерений профиля пучка фотонов в воде вдоль оси, перпендикулярной оси пучка

системы управления дозиметром. Получено хорошее согласие результатов сравнительных клинических измерений глубинных доз в пучке фотонов и профиля пучка электронов на воздухе и в воде с помощью разработанного и эталонного дозиметров.

В настоящее время дозиметр включает электрометр, компьютер со встроенной интерфейсной платой, ионизационные камеры для рентгеновской, гамма- и электронной терапии, контроля радиационной безопасности и набор фантомов. Его модульная структура обеспечивает возможность встраивания дополнительных электронных и программных блоков для расширения дозиметрического модуля до полномасштабной системы управления качеством лучевой терапии.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бай А.В. Набор технических средств для клинической дозиметрии в лучевой терапии. // Мед. физика, 1995, № 2, С. 57–58.
2. Вайнберг М.Ш. Тенденция развития современного физико-технического обеспечения лучевой терапии. // Мед. физика, 1995, № 2, С. 35–36.
3. Определение поглощенной дозы в фотонных и электронных пучках. МАГАТЭ, Вена, 1997, 120 с.
4. Самойлов В.Н. Информационная технология моделирования физических экспериментов и сложных процессов. P10-99-106. Дубна, 1999.
5. Семенов Ю.В. Универсальный клинический дозиметр. // Тезисы конф. “Лучевая диагностика и лучевая терапия в клинике XXI века”. М., 17–19 апреля 2002 г., С. 56.
6. Семенов Ю.В., Костылев В.А. Системный подход к клинической дозиметрии и радиационным измерениям для лучевой терапии. // Мед. физика, 1998, №5, С. 33–37.
7. Семенов Ю.В., Костылев В.А., Хмелев А.В. Система измерения качества излучения для клинической дозиметрии. // В сб. “Материалы II Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии “Медицинская физика-2005” – М., 2005, С. 66.
8. Almond P.R., Coursey B.M., Hanson V.F. at al. AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beam. // Med. Phys., 1999, **26**, No.9, P. 1847–1869.
9. IAEA “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water”. // Techn. Rep. Series no. 398, IAEA, Vienna, 2000, 229 с.
10. Stire F.E. Medical physics in the past and in the future – the development of medical physics from the point of view of a radiologist. // Phys. Med. Biol., 1991, **36**, No.6, P. 687–708.