

# Доза облучения пациентов при обследовании с помощью флюорографа семейства ПроСкан

А. Н. Гуржиев, С. Н. Гуржиев, В. М. Кораблев, А. В. Кострицкий  
ЗАО "Рентгенпром"

А. Г. Алексеев, В. А. Пикалов  
Институт физики высоких энергий

## Резюме

Проведены измерения дозовых характеристик излучения в кабине флюорографа ПроСкан-2000, в оргстекле и внутри фантома человека производства фирмы Pelican Products, Torrance, CA, USA, изготовленного из тканеэквивалентной резины. Условия измерений промоделированы с помощью Монте-Карло программы GEANT. Сделано сравнение результатов измерений с расчетами. Предложен способ измерения дозы облучения пациента с помощью детектора флюорографа и дана оценка погрешности такого измерения.

## 1 Монте-Карло программа GEANT

Монте-Карло программа GEANT [1] является базисной во всех физических лабораториях мира для описания прохождения излучения через вещество. В этой программе заложена общепризнанная в научном сообществе экспериментальная информация, содержащая данные о сечении взаимодействия всех видов излучения (как частиц, так и электромагнитного) в широком диапазоне энергий (от 10 КэВ и до сотен ГэВ). Процессы взаимодействия излучения с веществом разыгрываются в соответствии с фундаментальными законами физики, математический аппарат которых реализован в программе. Входными данными для программы

GEANT являются: энергетический спектр исходного излучения, геометрия объектов прохождения излучения, плотность и химический состав материалов. Программа GEANT позволяет иметь полную информацию (типы взаимодействий излучения с веществом, пространственная картина распространения излучения, энергетические потери во всех точках среды прохождения и т.д.) о прохождении излучения через вещество до полного его поглощения.

## 2 Флюорограф ПроСкан-2000

Для регистрации рентгеновского излучения, прошедшего через пациента, во флюорографе ПроСкан-2000 [2] используется кремниевый линейный детектор, состоящий из 1024 элементов. Детектор расположен вертикально (размер по вертикали 400 мм). Верообразный вертикальный рентгеновский пучок формируется целевой диафрагмой шириной 2.4 мм. Детектор и целевая диафрагма укреплены к общей штанге, совершающей при сканировании пациента вращательное движение в горизонтальной плоскости вокруг фокусного пятна источника излучения. Снимок выполняется в рентгенозащитной кабине, обеспечивающей безопасную работу персонала. Общие габариты флюорографа 1020×1650×2350 мм.

### 3 Экспозиционная доза в кабине флюорографа в отсутствие фантома

Измерения экспозиционной дозы в кабине флюорографа производились клиническим дозиметром 27012 с ионизационной камерой VA-R-254. Измерения при 80 и 100 кВ выполнены на расстоянии 100 см от фокуса источника излучения, при 120 кВ на расстояниях 65, 80 и 100 см.

При заданном напряжении на рентгеновской трубке величина сигнала от прямого излучения, регистрируемого сквозь воздушную среду, пропорциональна току между катодом и анодом трубки. Доза облучения любого сканируемого объекта также пропорциональна при фиксированном напряжении величине тока. Таким образом, эти три параметра: ток, сигнал, доза – должны быть связаны линейной зависимостью.

Формы зависимостей, связывающих эти три параметра, были проверены на измерениях. В качестве измеренного сигнала использовалась сумма амплитуд сигналов (*ADC*-отсчеты детектора излучения) с левого и правого нижних квадратов цифрового снимка. Площадь каждого квадрата, включающего  $50 \times 50$  детектирующих излучение ячеек (пикселей), составляла приблизительно  $1 \text{ см}^2$ . Выбор этих зон обусловлен тем, что излучение на детектор поступает всегда через воздушную среду (при наличии пациента справа и слева от его поясицы). В результате величина измеренного сигнала при заданном напряжении определяется только величиной тока.

На Рис.1 показаны три графика зависимостей для измерений экспозиционных доз, выполненных на расстоянии 100 см от источника излучения при трех значениях напряжения. На верхнем графике (Рис.1а) показана зависимость измеренной дозы от измеренной величины тока. На среднем графике (Рис.1б) представлена зависимость величины измеренного тока от величины измеренного сигнала. Нижний график (Рис.1с) показывает зависимость измеренной дозы от величины измеренного сигнала.

При правильном измерении дозы, тока и сигнала

все графики должны следовать линейной зависимости, связывающей измеряемые величины. На первых двух графиках (Рис.1а,б) линейной зависимости не наблюдается. На нижнем графике (Рис.1с) линейная зависимость дозы от сигнала есть.

Линейная зависимость дозы от сигнала наблюдается и для измерений, выполненных при 120 кВ на расстояниях 65, 80 и 100 см от источника излучения (Рис.2а). Поскольку величина тока измерялась лишь на начальном этапе времени сканирования, нелинейность связи сигнал – ток и доза – ток можно объяснить нестабильностью величины тока на протяжении периода сканирования (длительность сканирования составляла  $\sim 6$  секунд).

Пропорциональность дозы сигналу в измерениях (обозначенных индексом  $m$ ) и расчетных данных (обозначенных индексом  $s$ ) позволяет связать расчетные дозы с измеренными по величине измеренных и расчетных сигналов.

Исходя из линейной связи дозы ( $D$ ) с сигналом ( $A = ADC$ )

$$\begin{aligned} D_m &= k_m \cdot A_m, \\ D_s &= k_s \cdot A_s = k_m \cdot (k \cdot A_s) \end{aligned} \quad (1)$$

вычислен коэффициент ( $k$ ), переводящий расчетный сигнал ( $A_s$ ) в аналог измеренного ( $k \cdot A_s$ )

$$\frac{D_s}{D_m} = k \cdot \frac{A_s}{A_m} \rightarrow k = \frac{A_m}{D_m} \cdot \frac{D_s}{A_s}. \quad (2)$$

Этот коэффициент составил: для 80 кВ – 4.16, для 100 кВ – 4.82, для 120 кВ – 5.79.

В дальнейшем, для определенности, все измеренные и расчетные дозы приведены к справочному сигналу  $A_m^0 = 30000$ . Для любых текущих измеренных  $D_m$ ,  $A_m$  и расчетных  $D_s$ ,  $A_s$  дозы и сигнала этот перевод делается следующей операцией:

$$D_m^0 = \frac{A_m^0}{A_m} \cdot D_m, \quad D_s^0 = \frac{A_m^0}{k \cdot A_s} \cdot D_s. \quad (3)$$

На Рис.2б показаны зависимости измеренных и расчетных доз от расстояния до источника излучения при различных приложенных напряжениях.

Измеренные и расчетные дозы на Рис.2b приведены к справочному сигналу  $A_m^0=30000$ . Расчетные дозы в пределах ошибок согласуются с измеренными.

#### 4 Распределение дозы в фантоме из оргстекла

Сделаны измерения и выполнены расчеты распределения дозы внутри оргстекла размерами  $20 \times 20 \times 20$  см<sup>3</sup>. Поперечное сечение оргстекла в центральной плоскости (вид сверху) с просверленными для дозиметров отверстиями показано на Рис.3. Диаметр отверстий 5 мм. Для измерений дозы использовались термолюминесцентные дозиметры (ТЛД) из LiF диаметром 4.34 мм, толщиной 0.99 мм, весом 43 мг (плотность 2.936 г/см<sup>3</sup>). Калибровка ТЛД была выполнена при их экспозиции на рентгеновском излучении в воздухе. Для перекалибровки показаний ТЛД, помещенных в материалы с разной плотностью и химическим составом, использовались Монте-Карло расчеты отношения энерговыделения в материалах к энерговыделению в таблетках, помещенных в эти материалы.

Для напряжений 80, 100, 120 кВ измеренные и расчетные экспозиционные дозы в оргстекле вдоль оси пучка и во фронтальной плоскости приведены на Рис.4. Нормировка измеренных и расчетных доз соответствует справочному сигналу  $A_m^0=30000$ . Усредненное по всем 9 точкам отношение расчетных доз к измеренным составляет: для 80 кВ –  $0.99 \pm 0.11$ , для 100 кВ –  $0.81 \pm 0.07$ , для 120 кВ –  $1.03 \pm 0.05$ .

Из этих данных можно сделать следующие выводы:

1. Расчетные дозы при 80 и 120 кВ в пределах ошибок согласуются с измеренными.
2. Сравнение измеренных доз вдоль оси пучка и во фронтальной плоскости при разных значениях напряжения показывает (безотносительно к расчетам), что измеренные дозы при 100 кВ завышены. Доза вдоль оси пучка

и во фронтальной плоскости при 100 кВ должна быть равна, примерно, полусумме доз при 80 и 120 кВ, что выполняется для расчетных данных, но не выполняется для измерений.

#### 5 Распределение дозы в тканеэквивалентном фантоме человека

Выполнены измерения и произведены расчеты распределения дозы облучения в фантоме человека, вплотную прилегающего к плоскости пациента, находящейся на расстоянии 100 см от источника излучения. Измерения выполнены с использованием фантома производства фирмы Pelican Products, Toggance, CA, USA, изготовленного из тканеэквивалентной резины. Фантом состоит из 39 слоев. Толщина слоя 25 мм. В каждом слое есть сквозные каналы диаметром 5 мм, куда помещались дозиметры ТЛД. Шаг между каналами 15 мм. Для расчетов прохождения излучения и величин доз в программу GEANT была заложена геометрия корпуса, скелетной части, спинного мозга и легких фантома. Геометрия остальных внутренних органов, не инициализированных в фантоме, взята из тематического описания фантома взрослого человека [3].

Сечение фантома в плоскости, в которой производились измерения доз вдоль оси пучка, показано в нижней части Рис.5. Метками на Рис.5 приведены измеренные дозы, линиями показаны расчетные зависимости дозы от расстояния до источника излучения. Измеренные и расчетные дозы приведены к справочному сигналу  $A_m^0=30000$ .

Внутри фантома расчетные дозы согласуются с измеренными при напряжении 80 кВ. При 100 и 120 кВ измеренные значения дозы, в среднем, ниже расчетных. В воздушной среде перед фантомом и за ним расчетные дозы в пределах ошибок согласуются с измеренными при всех значениях напряжения.

Были сделаны измерения и произведены расчеты доз за фантомом человека при двух его ориентациях к пучку: 1) фантом спиной к пучку – из-

мерения выполнены в 9 точках, образующих квадрат, шаг измерений в поперечной XY плоскости 10 см по X и Y направлениям, 2) фантом левым боком к пучку – измерения выполнены в 3-х точках по вертикали с шагом 10 см. Z координата измерений 104 см. Отношение расчетных доз к измеренным в этих точках представлено на Рис.6. Левая колонка графиков соответствует ориентации фантома спиной к пучку, правая – левым боком к пучку. Результаты фитирования константой отношения расчетной дозы к измеренной, приведенные на графиках Рис.6, показывают, что для всех значений напряжения это отношение в пределах ошибок близко к единице, то есть, расчетные дозы согласуются с измеренными.

Сравнение измеренных и расчетных доз внутри фантома человека и рядом с ним (Рис.5÷6) показывает следующее. В воздушной среде перед фантомом и за ним измерения и расчеты в пределах ошибок согласуются при всех значениях напряжения. Внутри фантома измерения и расчеты согласуются в пределах ошибок при напряжении 80 кВ (хотя, в среднем, измеренные дозы на 5% ниже расчетных). При 100 кВ внутри фантома измеренные дозы, в среднем, ниже расчетных на 25%, при 120 кВ – на 40%.

По совокупному сравнительному анализу измеренных и расчетных доз в воздухе, фантоме из оргстекла и тканеэквивалентном фантоме человека можно сделать следующие выводы:

1. В воздушной среде измерения доз выполнены дозиметрами, не требующими какой-либо дополнительной калибровки при их использовании. В воздушной среде в отсутствие фантома расчетные дозы согласуются с измеренными при всех значениях напряжения и на всех расстояниях от источника излучения. При облучении тканеэквивалентного фантома человека измеренные этими дозиметрами дозы в воздухе перед фантомом и за ним также согласуются с вычисленными при всех значениях напряжения и при любой ориентации фантома.
2. Для доз внутри фантома из оргстекла и тканеэквивалентного фантома человека в части

данных наблюдается расхождение расчетных доз с измеренными. Здесь измерения доз выполнены ТЛД дозиметрами, требующими при каждом их использовании калибровки к среде, в которой ими измеряется доза.

3. Исходя из изложенного в пунктах 1 и 2, логично предположить, что в тех случаях, где измеренные в фантоме из оргстекла и тканеэквивалентном фантоме человека дозы заметно расходятся с расчетными, калибровка ТЛД дозиметров была выполнена некорректно.

## 6 Способ измерения дозы облучения пациента по сигналу с детектора флюорографа

В Таблице 1 приведены нормированные на экспозиционную дозу в воздухе (расстояние 1 м от источника излучения) расчетные эффективные дозы облучения тканеэквивалентного фантома человека при 80, 100 и 120 кВ. В Таблице 2 приведены нормированные на экспозиционную дозу в воздухе расчетные эквивалентные дозы облучения отдельных органов фантома человека. Эффективные и эквивалентные дозы вычислены в соответствии с основными санитарными правилами обеспечения радиационной безопасности [4]. Приведенные в Таблицах 1 и 2 величины нормированных доз позволяют с приемлемой точностью, используя сигнал с детектора флюорографа, оценить абсолютные значения доз, полученных реальным взрослым человеком, при любом режиме его сканирования в кабине флюорографа.

Для этой цели периодически, в отсутствие пациентов, производится калибровка флюорографа по величине отношения экспозиционной дозы  $D(U, I)$  в воздухе на расстоянии 1 м от фокуса излучения к снимаемому при заданном напряжении  $U$  сигналу  $A(U, I)$  с тестовой зоны. Под тестовой зоной понимается область приема детектором излучения, не находящаяся в "тени" пациента. Величина тока  $I$

произвольна.

$$k = \frac{D(U, I)}{A(U, I)}. \quad (4)$$

Калибровочный коэффициент  $k$  определяется только величиной напряжения и не зависит от величины тока, поскольку и доза и сигнал при заданном напряжении пропорциональны величине тока. Периодическая калибровка флюорографа требуется для отслеживания стабильности работы рентгеновского аппарата в реальном времени. Экспозиционная доза в воздухе измеряется паспортным дозиметром.

Сразу после сканирования пациента при заданном напряжении  $U$  по величине сигнала  $A(U, I)$  с тестовой зоны вычисляется соответствующая этому сигналу экспозиционная доза в воздухе на расстоянии 1 м

$$D(U, I) = k \cdot A(U, I). \quad (5)$$

Затем нормированные табличные значения эквивалентных доз облучения отдельных органов и эффективной дозы умножаются на эту величину экспозиционной дозы в воздухе. Это и будут искомые оценки абсолютных значений эквивалентных доз облучения отдельных органов и эффективной дозы облучения в целом, полученные пациентом при данном сканировании рентгеновским пучком.

Для "On-line" привязки дозы облучения пациента к цифровому рентгеновскому снимку калибровочные значения измеренной экспозиционной дозы в воздухе и сигнала с тестовой зоны регулярно заносятся в базу данных компьютера, где уже хранятся затабулированные нормированные на экспозиционную дозу в воздухе значения эквивалентных доз облучения отдельных органов и эффективных доз облучения в целом. Расчет текущей дозы облучения пациента и распечатка на снимок производятся программным обеспечением.

Порядка или более 90% энергии облучения, независимо от полноты пациента, выделяется на первых 10 см глубины его корпуса. Поэтому, основная погрешность в определении дозы облучения возникает из-за вариации переднего фронта атаки пациента излучением, или, проще говоря, вариацией позиции его спины.

Доза облучения – есть величина, пропорциональная отношению энерговыделения к массе. Энерговыделение пропорционально падающему излучению ( $\sim \exp\{-\frac{S}{\lambda}\}$ ). При фиксированных поперечных  $\Delta X$  и  $\Delta Z$  размерах пациента вертикальный  $\Delta Y$  размер зоны прямого облучения пропорционален удаленности ( $\sim S$ ) переднего фронта атаки от источника излучения. Значит, элемент объема  $\Delta V = \Delta X \times \Delta Y \times \Delta Z$  и масса, находящаяся в зоне прямого облучения, также пропорциональны удаленности переднего фронта атаки от источника излучения. Таким образом, для пациента заданной полноты ( $\Delta X$  и  $\Delta Z$  фиксированы) доза облучения пропорциональна падающей энергии и обратнопропорциональна его расстоянию до источника излучения

$$D \sim \frac{\exp\{-\frac{S}{\lambda}\}}{S}. \quad (6)$$

Вариацию дозы облучения можно оценить, используя статистическое правило [5] переноса ошибок:

$$\delta D \sim \left| \frac{\partial D}{\partial S} \right| \cdot \delta S = D \cdot \left( \frac{1}{\lambda} + \frac{1}{S} \right) \cdot \delta S. \quad (7)$$

Отсюда следует оценка относительной погрешности в определении дозы как функции вариации переднего фронта атаки излучения:

$$\frac{\delta D}{D} = \left( \frac{1}{\lambda} + \frac{1}{S} \right) \cdot \delta S. \quad (8)$$

В формуле (8) в скобках первое слагаемое пренебрежимо мало по сравнению со вторым ( $S \sim 80$  см, при  $U = 80 \div 120$  кВ  $\lambda \sim 4000 \div 5000$  см) и для оценки относительной погрешности приемлема формула:

$$\frac{\delta D}{D} \sim \frac{\delta S}{S}. \quad (9)$$

В соответствии с формулой (9) величина относительной погрешности в оценке дозы облучения

возрастает на 1.25% на каждый сантиметр неопределенности переднего фронта атаки излучения.

Передний фронт атаки излучения может смещаться за счет двух основных причин:

1. При фиксированной полноте пациента за счет смещения его позиции. Расчет дозы облучения при смещении позиции тканеэквивалентного фантома человека на  $\delta S=10$  см в сторону источника излучения показал 12% возрастание дозы облучения, что в среднем соответствует возрастанию дозы на 1.2% на каждый сантиметр смещения фантома от плоскости пациента в сторону источника излучения.
2. При фиксированной позиции – плотное прилегание к плоскости пациента – за счет вариации полноты пациента. Расчетные дозы в фантомах человека с глубиной по пучку 20, 30, 40 см соотносятся как 1.17:1.0:0.85. В среднем это соответствует дополнительному 1.6% отклонению дозы от нормативной (при 30 см) на каждый сантиметр отклонения полноты фантома человека от средней величины (30 см).

Таким образом, средняя величина изменения дозы за счет изменения на 1 см либо позиции, либо полноты пациента составляет  $0.5 \cdot (1.2+1.6)=1.4\%$ . Эта величина близка к оценке по формуле (9), составляющей 1.25%.

Произведем оценку величины средней погрешности дозы облучения по сигналу с детектора флюорографа при одновременной вариации и полноты и позиции пациентов в следующих пределах:

1. полнота – глубина по пучку – равномерно варьируется в интервале от 20 до 40 см,
2. позиция – расстояние между грудью и плоскостью пациента – варьируется в интервале от 0 до 2 см.

Доза облучения в этих предположениях является функцией двух параметров:  $p_1$  – полнота пациента,  $p_2$  – позиция пациента. Для оценки погрешности дозы облучения используем статистическое

правило [5] переноса ошибок:

$$\delta D = \sqrt{\left(\frac{\partial D}{\partial p_1} \delta p_1\right)^2 + \left(\frac{\partial D}{\partial p_2} \delta p_2\right)^2}. \quad (10)$$

Производные  $\partial D/\partial p$  можно оценить как отношение приращения функции к приращению аргумента. В качестве погрешности  $\delta p$  можно взять дисперсию равномерного распределения по параметру  $p$ .

$$\frac{\partial D}{\partial p} \approx \frac{D(p_{max}) - D(p_{min})}{p_{max} - p_{min}}, \quad (11)$$

$$\delta p \approx \sigma(p) = \frac{p_{max} - p_{min}}{\sqrt{12}}. \quad (12)$$

Подстановка численных значений доз и интервалов вариации параметров в формулу (10) дает

$$\delta D = \sqrt{(0.09)^2 + (0.01)^2} \approx 0.1 \quad (13)$$

Таким образом, средняя погрешность оценки дозы по сигналу с детектора флюорографа при вариации полноты и позиции пациентов в рассмотренных пределах составляет величину порядка 10%. При этом доминирующим (9%) является вклад в суммарную погрешность, обусловленный вариацией полноты пациентов.

## Заключение

Произведено сравнение измеренных и расчетных доз в воздухе, фантоме из оргстекла и тканеэквивалентном фантоме человека. Предложен способ измерения дозы облучения пациента по сигналу с детектора флюорографа и произведена оценка погрешности измеренной таким способом дозы.

К основным выводам работы можно отнести следующее:

1. Измеренные и расчетные экспозиционные дозы в воздухе согласуются в пределах ошибок при всех значениях напряжения и на разных расстояниях от источника излучения.
2. Измеренные и расчетные дозы согласуются в пределах ошибок в фантоме из оргстекла при напряжениях 80 и 120 кВ, в тканеэквивалентном фантоме человека при напряжении 80 кВ.

3. Расхождение измеренных и расчетных доз в фантоме из оргстекла при 100 кВ и в тканеэквивалентном фантоме человека при 100 и 120 кВ, наиболее вероятно, обусловлено некорректной калибровкой ТЛД дозиметров.
4. Средняя погрешность измерения дозы облучения пациента по сигналу с детектора флюорографа составляет величину порядка 10%.

## Список литературы

- [1] GEANT – Detector Description and Simulation Tool, CERN, Geneva, 1993.
- [2] <http://www.roentgenprom.ru>.
- [3] K.F.Eckerman, M.Cristy and J.C.Ryman. The ORNL mathematical phantom series. <http://homer.ornl.gov/vlab/mird2.pdf>, Dec. 1996.
- [4] Основные санитарные правила обеспечения радиационной безопасности. ОСПОРБ-99 [СП 2.6.1.799-99].
- [5] STATISTICS. Lectures on Elementary Statistics and Probability by DEREK J.HUDSON. Geneva, 1964.

**Таблица 1.**

Вычисленное программой GEANT отношение эффективной дозы облучения тканеэквивалентного фантома человека (мкЗв) к экспозиционной дозе облучения (мР) в воздухе на расстоянии 1 м.

|                          | <b>U=80кВ</b> | <b>U=100кВ</b> | <b>U=120кВ</b> |
|--------------------------|---------------|----------------|----------------|
| (Эфф. доза)/(Эксп. доза) | 2.412         | 3.018          | 3.474          |

**Таблица 2.**

Вычисленное программой GEANT отношение эквивалентной дозы облучения (мкЗв) внутренних органов тканеэквивалентного фантома человека к экспозиционной дозе облучения (мР) в воздухе на расстоянии 1 м.

**Мягкие ткани**

| <b>Орган</b>           | <b>U=80кВ</b> | <b>U=100кВ</b> | <b>U=120кВ</b> |
|------------------------|---------------|----------------|----------------|
| Мозг головы            | 0.026         | 0.052          | 0.078          |
| Активный костный мозг  | 4.816         | 5.965          | 6.816          |
| Кожа                   | 3.439         | 3.816          | 4.096          |
| Щитовидная железа      | 0.781         | 1.254          | 1.693          |
| Сердце                 | 2.535         | 3.614          | 4.465          |
| Легкие                 | 8.386         | 10.158         | 11.474         |
| Печень                 | 1.404         | 1.860          | 2.175          |
| Почки                  | 1.061         | 1.219          | 1.307          |
| Надпочечная железа     | 2.667         | 3.035          | 3.272          |
| Селезенка              | 3.763         | 4.491          | 4.939          |
| Желудок                | 0.965         | 1.342          | 1.605          |
| Поджелудочная железа   | 1.711         | 2.298          | 2.684          |
| Зобная железа          | 1.202         | 1.895          | 2.509          |
| Пищевод                | 3.421         | 5.044          | 6.430          |
| Тонкий кишечник        | 0.070         | 0.105          | 0.132          |
| Толстый кишечник       | 0.061         | 0.096          | 0.123          |
| Мочевой пузырь         | 0.004         | 0.009          | 0.012          |
| Мужские половые органы | 0.003         | 0.004          | 0.005          |

**Костные ткани**

| <b>Орган</b>   | <b>U=80кВ</b> | <b>U=100кВ</b> | <b>U=120кВ</b> |
|----------------|---------------|----------------|----------------|
| Череп головы   | 0.175         | 0.281          | 0.360          |
| Лицевой скелет | 0.298         | 0.491          | 0.667          |
| Позвоночник    | 15.333        | 18.886         | 21.123         |
| Ребра          | 25.614        | 29.518         | 31.693         |
| Лопатки        | 37.886        | 45.193         | 49.877         |
| Ключицы        | 6.781         | 9.798          | 12.149         |
| Таз            | 0.079         | 0.123          | 0.149          |

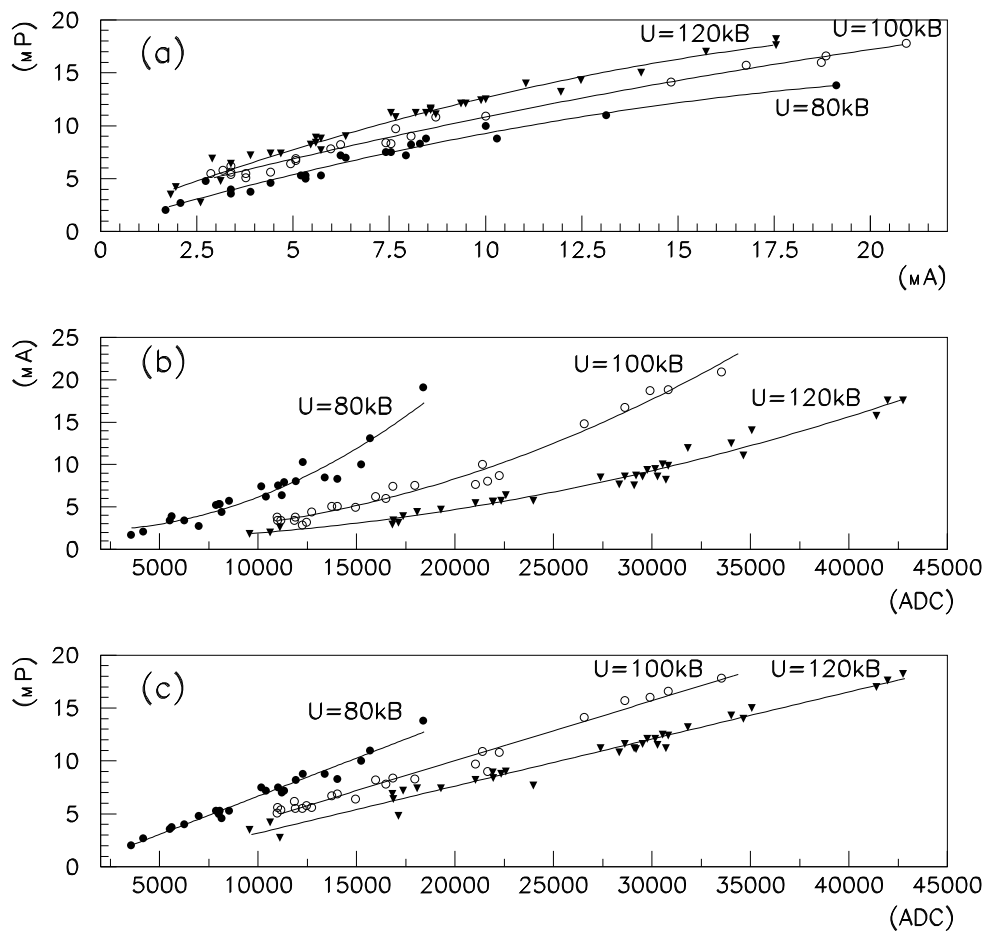


Рис.1. Зависимость измеренной в воздухе экспозиционной дозы от тока (а), измеренного тока от сигнала (б) и экспозиционной дозы от сигнала (с) на расстоянии 100 см от источника излучения. Линии для графиков (а) и (б) – описание измерений квадратичной зависимостью, для графиков (с) – описание измерений линейной зависимостью.

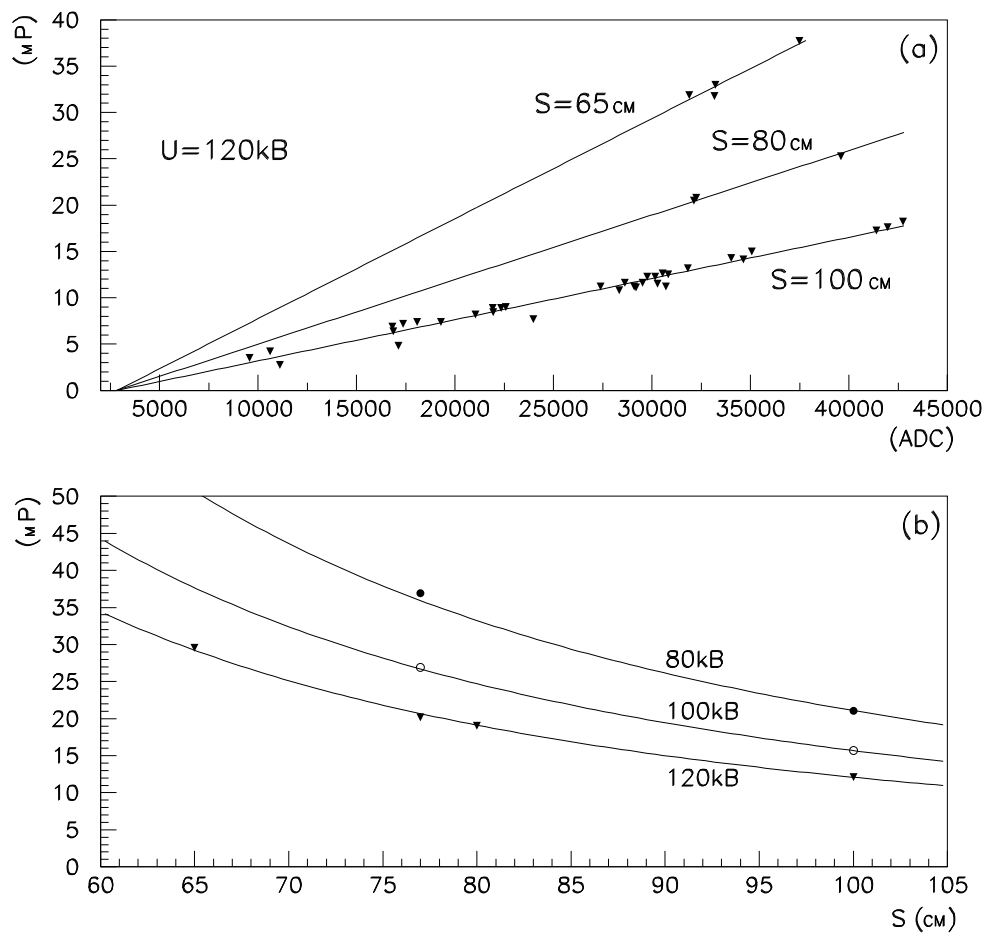


Рис.2. Графики (а) – зависимость измеренной в воздухе экспозиционной дозы от сигнала на расстояниях 65, 80 и 100 см от фокуса источника излучения при напряжении 120 кВ, линии – описание измерений линейной зависимостью. Графики (б) – зависимость измеренных (метки) и рассчитанных (линии) программой GEANT экспозиционных доз в воздухе от расстояния до фокуса источника излучения при трех значениях приложенного напряжения.

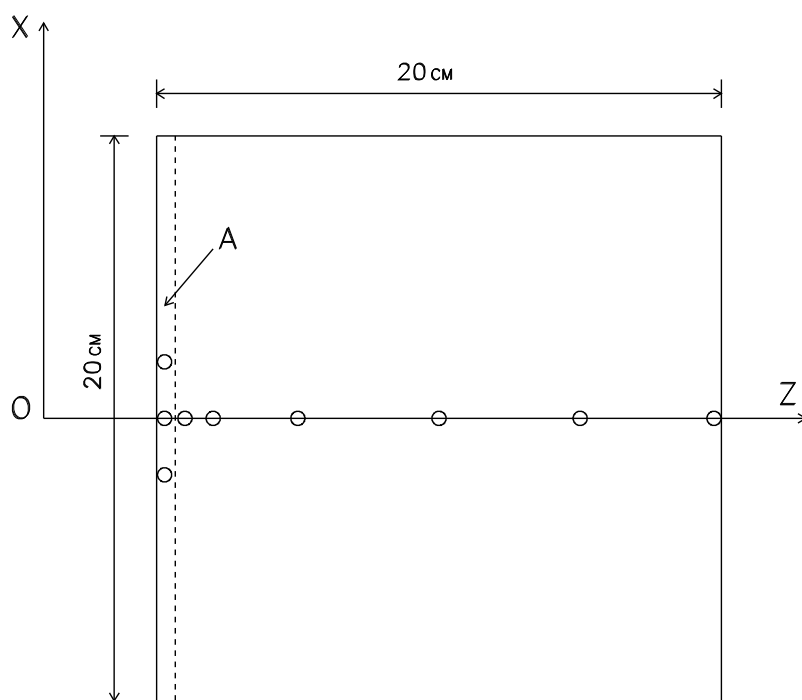


Рис.3. Поперечное сечение (вид сверху) фантома из оргстекла. В отверстия диаметром 5 мм помещаются дозиметры ТЛД. Ось  $OZ$  совпадает с осевой линией пучка излучения, буквой  $A$  отмечена фронтальная плоскость с тремя отверстиями под дозиметры ТЛД.

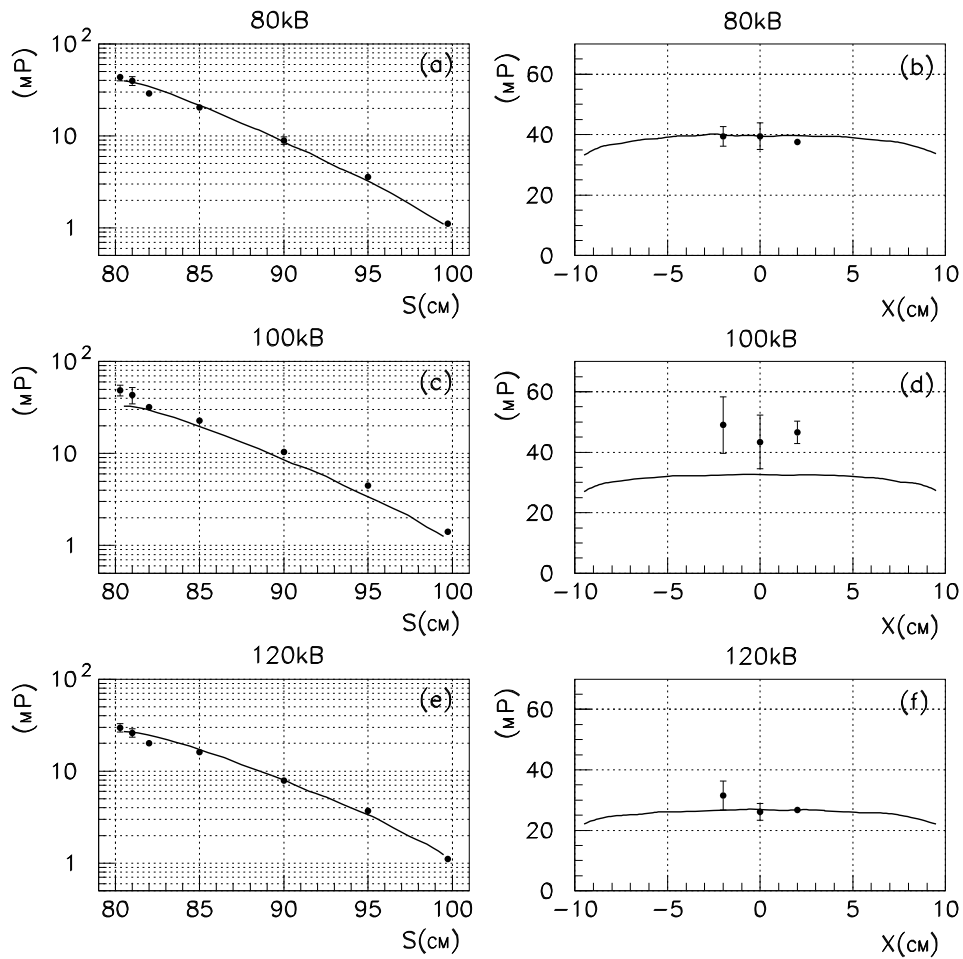


Рис.4. Облучение фантома из оргстекла. Распределение дозы по глубине фантома (a,c,e) и во фронтальной плоскости (b,d,f).  $S(\text{см})$  – расстояние до фокуса источника излучения,  $X(\text{см})$  – поперечное в горизонтальной плоскости отклонение от оси пучка. На графиках точки – измерения, линии – расчет программой GEANT.

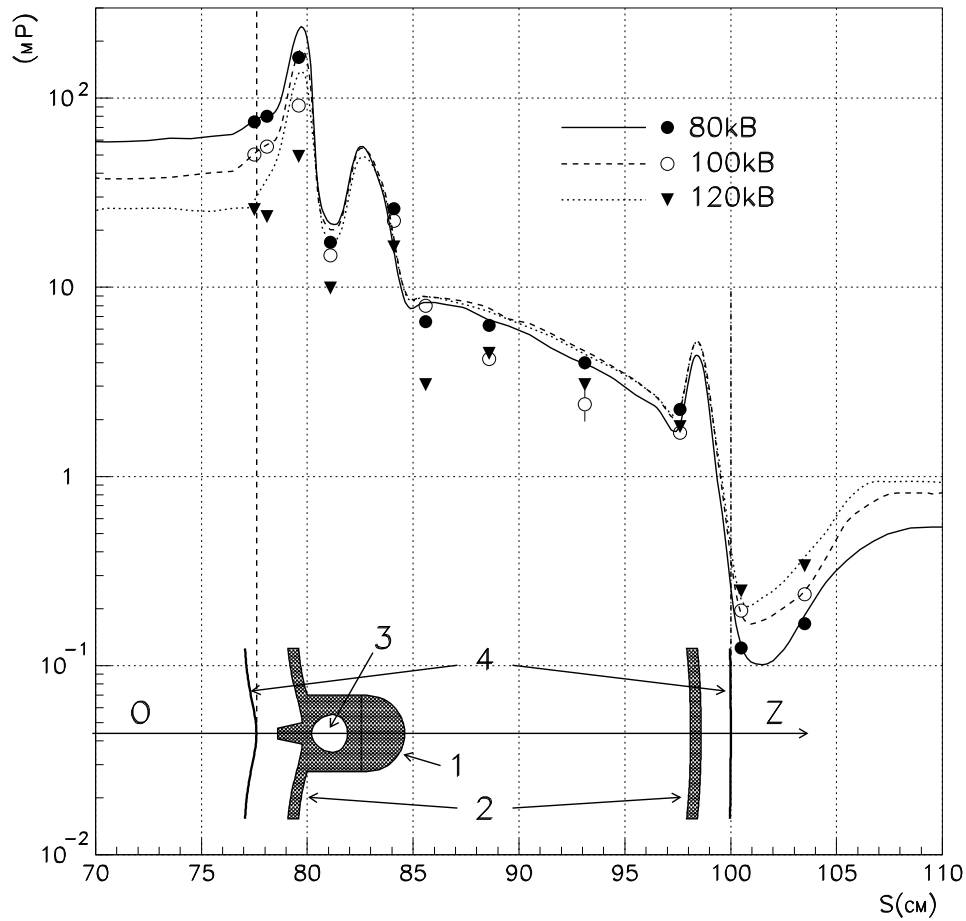


Рис.5. Облучение тканеэквивалентного фантома человека. Измеренные и расчетные дозы вдоль оси пучка перед фантомом, внутри фантома и за фантомом.  $S(\text{см})$  – расстояние до фокуса источника излучения. На схеме в нижней части приведено поперечное сечение грудной клетки фантома:  $OZ$  – направление оси пучка, 1 – позвоночник, 2 – ребра, 3 – спинной мозг, 4 – контур корпуса. На графиках точки – измерения, линии – расчет программой GEANT.

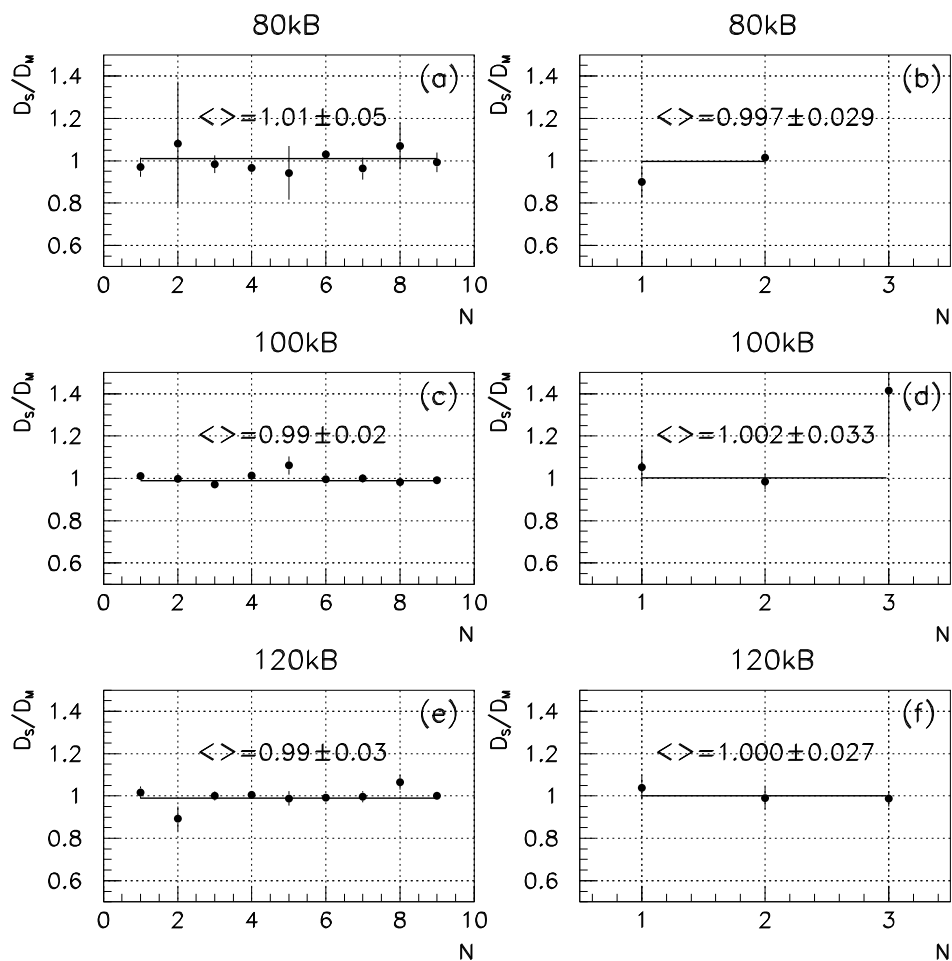


Рис.6. Облучение тканезквивалентного фантома человека. Отношение расчетных доз к измеренным за фантомом: левая колонка графиков – фантом спиной к пучку, правая колонка графиков – фантом левым боком к пучку.  $N$  означает номер точки. Координаты точек для левой колонки графиков: номера 1,2,3 –  $Y=-10$  см,  $X=-10,0,+10$  см, номера 4,5,6 –  $Y=0$  см,  $X=-10,0,+10$  см, номера 7,8,9 –  $Y=+10$  см,  $X=-10,0,+10$  см. Координаты точек для правой колонки графиков: номера 1,2,3 –  $X=0$  см,  $Y=-10,0,+10$  см. Треугольными скобками на каждом графике обозначено усредненное по всем точкам отношение расчетной дозы к измеренной с ошибкой на среднюю величину.