

СЗУ9а
К-889

СООБЩЕНИЯ
ОБЪЕДИНЕННОГО
ИНСТИТУТА
ЯДЕРНЫХ
ИССЛЕДОВАНИЙ
ДУБНА



1278 / 2-77

4/4-77

16 - 10261

Е.И.Кудряшов, С.А.Новиков, А.И.Портман,
В.Г.Семенов, М.А.Сычков, О.Н.Цисляк

ИССЛЕДОВАНИЕ
ДОЗОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПУЧКОВ ЧАСТИЦ,
СФОРМИРОВАННЫХ НА СИНХРОФАЗОТРОНЕ ОИЯИ
ДЛЯ РАДИОБИОЛОГИЧЕСКИХ ЭКСПЕРИМЕНТОВ

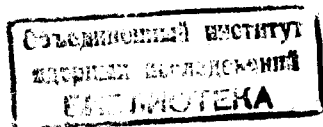


1976

16 - 10261

Е.И.Кудряшов, С.А.Новиков, А.И.Портман,
В.Г.Семенов, М.А.Сычков, О.Н.Цисляк

ИССЛЕДОВАНИЕ
ДОЗОВЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПУЧКОВ ЧАСТИЦ,
СФОРМИРОВАННЫХ НА СИНХРОФАЗОТРОНЕ ОИЯИ
ДЛЯ РАДИОБИОЛОГИЧЕСКИХ ЭКСПЕРИМЕНТОВ



Кудряшов Е.И. и др.

16 - 10261

Исследование дозовых характеристик пучков частиц, сформированных на синхрофазотроне ОИЯИ для радиобиологических экспериментов

Изложены результаты исследований дозовых характеристик пучков частиц высоких энергий, сформированных на синхрофазотроне ОИЯИ и предназначенных для радиобиологических экспериментов. Приведены данные о профиле широких пучков частиц. Предложена методика расчета вклада δ -электронов в поглощенную дозу. Результаты расчетов сравниваются с экспериментом.

Работа выполнена в Лаборатории высоких энергий ОИЯИ.

Сообщение Объединенного института ядерных исследований
Дубна 1976

Основными радиационно опасными компонентами космического излучения являются высокоэнергетичные /до 10^{18} эВ/ протоны, альфа-частицы и более тяжелые ядра, вплоть до железа^{1/}. Биологическая эффективность протонов достаточно хорошо изучена в энергетическом диапазоне до 660 МэВ^{2-4/}. Протоны с большими энергиями обладают практически той же величиной ионизационных потерь энергии (dE/dx), с которой, в основном, связывают биологический эффект. Однако радиальное распределение энергии в треке протона и образованное вследствие ядерных реакций вторичное излучение, содержащее частицы с большими значениями dE/dx ^{4,5/}, могут изменить коэффициенты относительной биологической эффективности, полученные при энергиях протонов порядка сотен МэВ.

Несмотря на относительно малую интенсивность потоков тяжелых заряженных частиц в космическом излучении, они, вследствие высокой биологической эффективности, вносят существенный вклад в полную эквивалентную дозу^{1/}.

В последнее время внимание исследователей привлекает мало изученное действие тяжелых заряженных частиц на нервную ткань. При длительных космических полетах даже редкие акты взаимодействия тяжелых ядер космического излучения с нервной тканью могут привести к ее клеточному опустошению. Поэтому понятен интерес, который представляют для космической радиобиологии эксперименты на пучках частиц, ускоренных, например, на синхрофазотроне ОИЯИ.

Постановка этих экспериментов приводит к необходимости решить ряд задач, основными из которых являются:

- формирование дозного поля достаточно больших размеров /например, для облучения мелких лабораторных животных необходимо дозное поле около 30 см² /;

- исследование дозовых характеристик сформированного поля /мощность дозы, равномерность дозы по полю излучения/;

- осуществление мониторинга пучка частиц и дозиметрического контроля в процессе проведения эксперимента.

В настоящее время система медленного вывода ускоренных частиц из камеры синхрофазотрона ОИЯИ позволяет получать пучки протонов с энергией 9,2 ГэВ/нукл., а также дейтонов и α -частиц с энергиями 4,6 ГэВ/нукл.^{16/} Интенсивность выведенных пучков составляет от 10^{11} частиц/цикл для протонов до 10^9 частиц/цикл для α -частиц. Длительность вывода пучка частиц - 450 мс.

Формирование дозного поля в месте проведения радиобиологических экспериментов /камера УК-4 на ионопроводе канала внешней транспортировки пучка/ было осуществлено с помощью дублетов квадрупольных линз 1K200, 1K100, 2K200, 2K100 /рис. 1/.

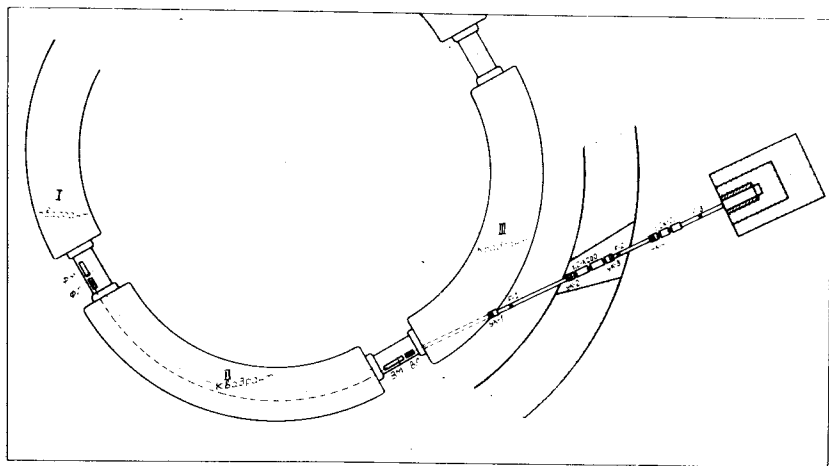


Рис. 1. Схема расположения оборудования системы медленного вывода.

Предварительная диагностика профиля пучка проводилась с помощью люминесцентного (ZnS) экрана, размещенного в УК-4, и телевизионной камеры, передающей изображение пучка непосредственно на пульт управления синхрофазотрона. Для более точного определения профиля пучка использовались средства радиографии, а также конденсаторные ионизационные камеры с чувствительным объемом 2 см^3 , термолюминесцентные и активационные детекторы. В качестве фотоматериала применялась рентгеновская пленка типа "Рентген X". Термолюминесцентными детекторами служили фосфатные стекла ТЛС с размерами $14 \times 14 \times 4 \text{ мм}^3$ и капсулы с порошком LiF. Активационные детекторы на основе реакции $^{27}\text{Al}(p, p^3n)^{24}\text{Na}$ представляли собой пластинки из алюминия с размерами $15 \times 15 \text{ мм}^2$ и толщиной 1 мм.

На рис. 2 приведены профили дефокусированных пучков протонов с энергией 9,2 ГэВ/нукл. /рис. 2а/ и дейтонов с энергией 4,6 ГэВ/нукл. /рис. 2б/, построенные на основании денситограмм радиографических записей, снятых по диаметрам пучков через 45° и дополненных результатами, полученными с помощью ионизационных камер, а также термолюминесцентных и активационных детекторов. Из рассмотрения рис. 2а, б следует вывод о возможности выделения для последующих радиобиологических экспериментов области пучка размерами порядка $6 \times 4 \text{ см}^2$, имеющей неравномерность по дозе не более 10%.

Для мониторинга пучка заряженных частиц была сконструирована и изготовлена воздушная ионизационная камера с чувствительным объемом 500 см^3 , ограниченным двумя плоскими высоковольтными электродами из алюминия, толщиной $2 \text{ мг} \cdot \text{см}^{-2}$ каждый. При напряжении порядка 2 кВ эффективность собирания заряда в камере не ниже 0,98 при плотности потока протонов с энергией 9,2 ГэВ/нукл. около $2 \cdot 10^{10}$ частиц $\cdot \text{см}^{-2}$. Камера работает с преобразователем тока в частоту, имеющим крутизну характеристики $5 \cdot 10^8 \text{ Гц} \cdot \text{А}^{-1}$.

Характеристики дозного поля измерялись с помощью сферической воздушной ионизационной камеры с чувствительным объемом 65 см^3 и толщиной стенок из

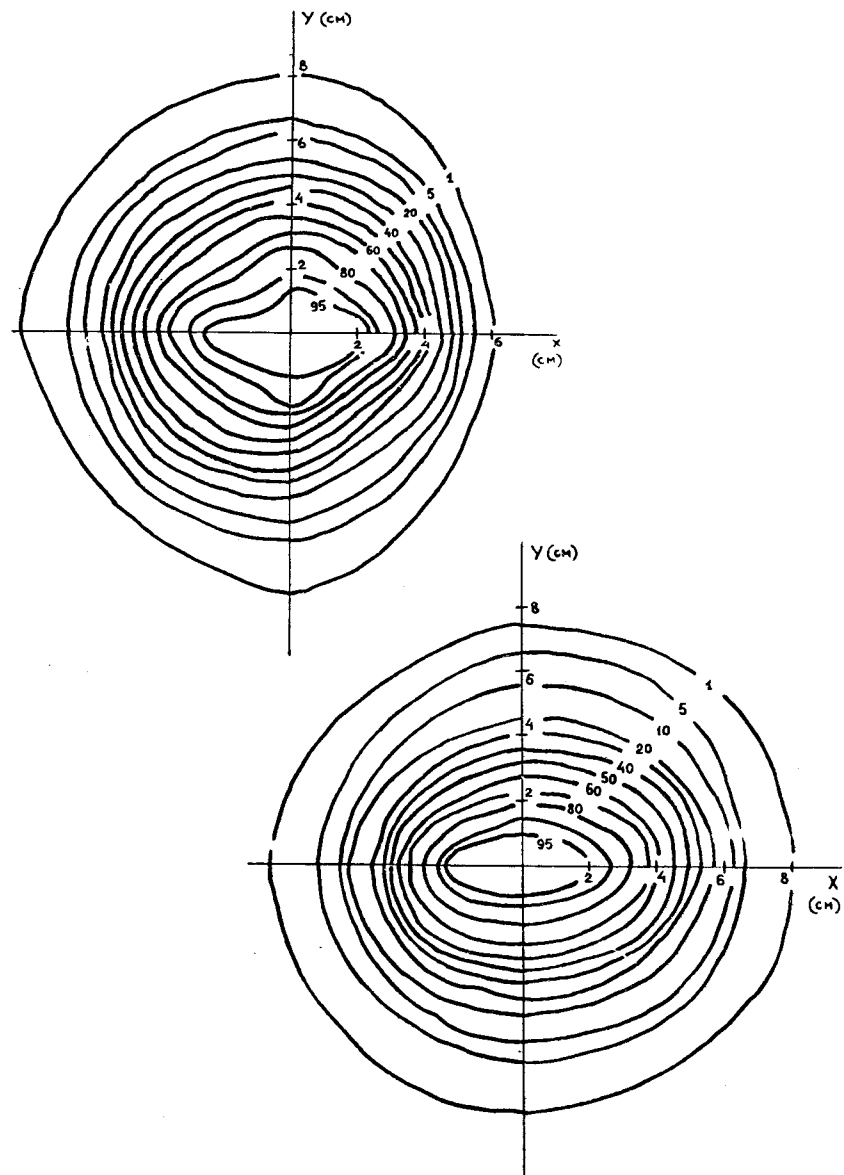


Рис. 2. Профили дефокусированных пучков протонов с энергией 9,2 ГэВ/нукл. /а/ и дейтронов с энергией 4,6 ГэВ/нукл. /б/.

алюминия $2 \text{ мг} \cdot \text{см}^{-2}$, а также конденсаторных ионизационных камер с чувствительным объемом 2 см^3 и толщиной стенок из органического стекла $1,5 \text{ г} \cdot \text{см}^{-2}$. Градуировка камеры осуществлялась с помощью эталонного источника $^{60}\text{Co} / E_\gamma = 1,25 \text{ МэВ}$ и на пучках протонов с энергиями 50 и 510 МэВ на синхроциклотроне ОИЯИ.

Так как использование ионизационных камер в целях дозиметрии требует соблюдения электронного равновесия в чувствительном объеме камеры, то становится существенной роль стенки камеры в формировании ионизационного тока. При облучении биологических объектов отсутствие электронного равновесия приводит к уменьшению поглощенной дозы в поверхностных слоях ткани /7/ по сравнению с величиной, рассчитанной по ионизационным потерям энергии частиц. Поскольку в результате взаимодействия заряженных частиц высоких энергий с тонкими $\leq 1 \text{ г} \cdot \text{см}^{-2}$ слоями вещества определяющим процессом в формировании поглощенной дозы является образование δ -электронов, то представляется важным оценить их вклад в поглощенную дозу в используемом диапазоне энергий падающих частиц. В работе /8/ расчет проводился для толщин $0,25 \text{ г} \cdot \text{см}^{-2}$ и более для энергий заряженных частиц, не превышающих 2 ГэВ/нукл . Авторы работы /9/ рассматривают слои вещества, начиная со 100 \AA . Отметим также, что экспериментальные данные относительно уменьшения поглощенной дозы в тонких $10\text{--}500 \text{ мкм}$ слоях вещества из-за несоблюдения электронного равновесия к настоящему времени отсутствуют.

Для расчета глубинного распределения поглощенной энергии δ -электронов $I(Z)dZ$ нами использовался алгоритм, приведенный в работе /10/ и содержащий в качестве параметров энергию электронов, средний атомный номер и заряд среды, а также ее толщину. Авторам работы /10/ удалось достаточно точно описать имеющиеся к настоящему времени как расчетные, так и экспериментальные данные по прохождению электронов в различных средах.

Используя выражение для дифференциального распределения δ -электронов по энергиям /11/

$$\frac{dN}{d\omega} = \frac{2\pi N z^2 e^4}{m_e v^2} \frac{1}{\omega^2} \left[1 - \beta^2 \frac{\omega}{\omega_{\text{макс.}}} + \frac{\pi\beta z}{137} \left(\frac{\omega}{\omega_{\text{макс.}}} \right)^{1/2} \times \right. \\ \left. \times \left(1 - \frac{\omega}{\omega_{\text{макс.}}} \right) \right] \quad /1/$$

и зависимость энергии δ -электронов от угла вылета θ

$$\omega(\theta) = 2m_e c^2 \frac{p^2 c^2 \cos^2 \theta}{[m_e c^2 + (p^2 c^2 + m_e^2 c^4)^{1/2}]^2 - p^2 c^2 \cos^2 \theta} \quad /2/$$

где m_e и e - масса и заряд электрона; $\omega_{\text{макс.}}$ - максимальная энергия электрона, равная

$$\omega_{\text{макс.}} = \frac{2m_e c^2 \beta^2}{\left[1 + \frac{2m_e}{M} \frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}} + \left(\frac{m_e}{M} \right)^2 \right] (1-\beta^2)}$$

z , M и p - эффективный заряд, масса и импульс налетающей частицы, β - относительная скорость налетающей частицы, N - число свободных электронов в 1 см^3 среды, имеем, что в слое ткани dZ , находящемся на глубине Z_j , будет поглощаться энергия $P(Z_j) dZ$ от δ -электронов, образовавшихся в предыдущих слоях:

$$P(Z_j) = \int_0^{Z_j} \int_0^{\pi/2} \frac{dN}{d\omega} \frac{d\omega}{d\theta} I(Z_j - Z, \omega) d\theta dZ. \quad /3/$$

Тогда $U(Z_j) dZ$ - энергия, уносимая δ -электронами из слоя dZ , находящегося на той же глубине, во все последующие слои, равна

$$U(Z_j) = \int_{Z_j}^{\infty} \int_0^{\pi/2} \frac{dN}{d\omega} \frac{d\omega}{d\theta} I(Z - Z_j, \omega) d\theta dZ. \quad /4/$$

Для проведения расчетов в выражениях /3/ и /4/ дифференциалы заменяем конечными приращениями

$$P(Z_j) = \sum_{i=1}^j \sum_{k=1}^{k_{\text{макс.}}} N_k \Delta \theta_k I(Z_{ijk}) \quad /5/$$

и

$$U(Z_j) = \sum_{m=j}^{\ell} \sum_{k=1}^{k_{\text{макс.}}} N_k \Delta \theta_k I(Z_{jmk}). \quad /6/$$

В выражениях /5/ и /6/ $N_k \Delta \theta_k$ - число δ -электронов, вылетающих под углом $(\theta_k, \theta_k + \Delta \theta_k)$; $I(Z_{ijk})$ - поглощенная в слое ΔZ_j энергия от δ -электронов, вылетевших под углом θ_k из слоя ΔZ_j ; k - число разбиений по углам вылета; ℓ - число разбиений по глубине ткани. Разность $U(Z_j) - P(Z_j)$ вычислялась для набора толщин ΔZ_n , причем

$$\sum_{n=1}^{\ell} \Delta Z_n = R_{\text{экс.}}(\omega_{\text{макс.}}), \quad /7/$$

где $R_{\text{экс.}}(\omega_{\text{макс.}})$ - экстраполированный пробег для δ -электронов с максимальной энергией.

Результаты расчета зависимости коэффициента относительного уменьшения поглощенной дозы Δ от глубины ткани Z для энергий заряженных частиц 0,05; 0,1; 0,5; 1,5; 10 ГэВ/нукл. приведены на рис. 3а. Здесь коэффициент Δ определяется как отношение разности значений дозы D_0 и D , соответствующих случаям наличия и отсутствия электронного равновесия на глубине ткани Z , к значению D_0 .

Экспериментальное исследование глубинного распределения поглощенной дозы проводилось на пучке ускоренных дейтонов с энергией 4,6 ГэВ/нукл. Пучок был сфокусирован до размеров 2 см^2 . В качестве монитора пучка использовалась плоскопараллельная воздушная ионизационная камера с толщиной в направлении пучка $\sim 3,5 \text{ мг} \cdot \text{см}^{-2}$.

На расстоянии 50 см от монитора размещалась измерительная плоско-параллельная воздушная ионизаци-

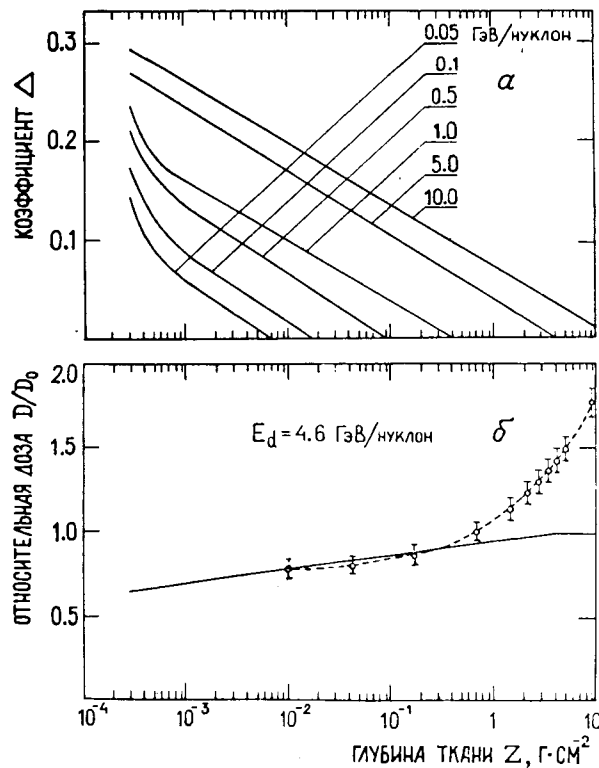


Рис. 3. Зависимость коэффициента относительного уменьшения поглощенной дозы Δ от глубины ткани Z /а/ и сравнение расчетных данных с экспериментом для дейтронов с энергией 4,6 ГэВ/нукл. /б/.

ционная камера, перед входным окном которой помещались поглотители из органического стекла размером $30 \times 30 \text{ см}^2$. Набор поглотителей позволял варьировать толщину слоя от $3,3 \text{ мг}\cdot\text{см}^{-2}$ до $10 \text{ г}\cdot\text{см}^{-2}$.

С поглотителем толщиной $10 \text{ г}\cdot\text{см}^{-2}$ было измерено радиальное распределение поглощенной дозы. Эксперимент показал, что на расстояниях порядка 6 см от оси пучка величина поглощенной дозы не превышает 1% от величины поглощенной дозы в центре пучка. Таким образом, доля поглощенной дозы, обусловленная вторичными частицами, не попавшими в чувствительный

объем камеры, в предположении нормального распределения поглощенной дозы по радиусу, не превышает 0,1%.

Расчеты показывают, что присутствующая в эксперименте начальная толщина воздуха /~50 см/ эквивалентна $7,5 \text{ мг}\cdot\text{см}^{-2}$ органического стекла в геометрии расчета. Результаты эксперимента и расчетные данные для дейтронов с энергией 4,6 ГэВ/нукл. представлены на рис. 3б. Экспериментальное значение дозы в точке минимальной толщины поглотителя нормировано на расчетную величину. Можно отметить хорошее согласие расчетных данных и результатов измерений в области до $1 \text{ г}\cdot\text{см}^{-2}$. Дальнейшее расхождение объясняется вкладом в поглощенную дозу вторичного излучения, рожденного в результате ядерных реакций дейтронов с ядрами поглотителя. Этот вывод качественно подтверждается данными работы /12/, в которой представлены результаты экспериментов на пучках протонов и π^\pm -мезонов.

Полученные данные позволяют оценить отличие реально поглощенной в тонких слоях ткани дозы от значения поглощенной дозы, рассчитанной по ионизационным потерям дейтронов. В частности, при облучении монослоя клеток со средним диаметром 20 мкм заряженными частицами с энергией 10 ГэВ/нукл. средняя поглощенная доза оказывается на 23% ниже расчетной величины. Таким образом, появляется возможность учета толщины стенки ионизационной камеры при измерении поглощенной в ткани дозы.

Проведенные исследования показали, что на синхрофазотроне ОИЯИ без реконструкции канала медленного вывода возможно создание дозного поля размером $25 \div 30 \text{ см}^2$ с неравномерностью дозы в пределах 10%. Это позволяет проводить радиобиологические эксперименты с различными объектами, включая мелких лабораторных животных.

Создана система дозиметрии и мониторинга с использованием ионизационных камер, позволяющая исследовать дозовые характеристики пучков заряженных частиц и контролировать процесс облучения биологических объектов. Разработана методика определения

поглощенной тканевой дозы по показаниям ионизационных камер. В настоящее время осуществлен ряд экспериментов на пучках протонов, дейтронов и α -частиц с различными биологическими объектами.

Введение в эксплуатацию нового измерительного павильона в ускорительном комплексе синхрофазотрона ОИЯИ расширит возможности проведения экспериментов с более крупными биологическими объектами.

Авторы благодарны Б.В.Горбышеву и В.Г.Жбанкову за участие в проведении экспериментов.

Литература

1. В.Г.Бобков и др. Радиационная безопасность при космических полетах. М., Атомиздат, 1964.
2. Биологическое действие протонов высоких энергий /под ред. Ю.Г.Григорьева/. М., Атомиздат, 1967.
3. Отдаленные последствия лучевых поражений /под ред. Ю.И.Москалева/. М., Наука, 1971.
4. В.П.Афанасьев и др. Радиобиология, т. IV , в.5, стр. 775-791, 1964.
5. V.E.Dudkin et al. Health Physics, v. 16, 663 /1972/.
6. Б.В.Василишин и др. ОИЯИ, Р9-6973, Дубна, 1973.
7. Е.И.Кудряшов и др. Космическая биология и медицина, №3, стр. 82 /1972/.
8. R.V.Vora et al. Health Physics, 15, No. 2, 139 /1968/.
9. E.J.Kobetich and R.Katz. Phys. Rev., 170, No. 2, 391 /1968/.
10. T.Tabato and R.Ito. Nucl. Sci. and Eng., 53, 226 /1974/.
11. Экспериментальная ядерная физика /под ред. Э.Сегре/, М., ИЛ., 1955, 1, ч. 2.
12. R.V.Wheeler. Health Phys., 12, 653 /1966/.

*Рукопись поступила в издательский отдел
1 декабря 1976 года.*