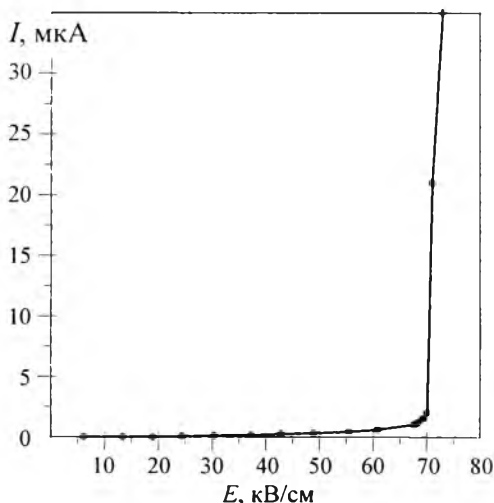


Наряду с расчетами и экспериментами в ИЯФ закончена конструкторская проработка основных узлов ускорителя-тандема и начато их изготовление. К настоящему времени на ионном источнике с малым эмиттансом пучка получен устойчивый ток отрицательных ионов водорода 5 мА [4]. Разработан технический проект и начато изготовление источника на ток до 50 мА. На высоковольтном выпрямителе тандема без нагрузки получено напряжение 1,4 МВ, превышающее рабочее (1,25 МВ). Допущенные при испытаниях выпрямителя редкие пробои по полному напряжению не повлияли на его работоспособность.

Способ откачки газа перезарядной мишени [5] будет выбран после проведения экспериментов по определению влияния потока газа на электрическую прочность высоковольтных ускоряющих вакуумных зазоров, корректность задания начальных характеристик ионного пучка будет проверена в экспериментах с импульсным пучком.



Р и с. 3. Зависимость автоэмиссионного тока от напряженности электрического поля в высоковольтном зазоре

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

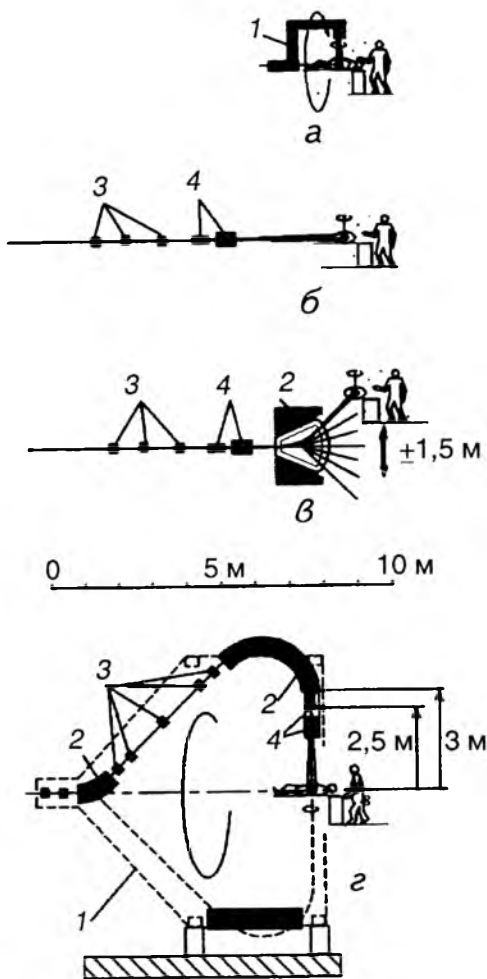
1. Bayanov B.F., Belov V.P., Bender E.D. et al. Accelerator Based Neutron Source for the Neutron-Capture and Fast Neutron Therapy at Hospital: Preprint BNP 97-89. 1997.
2. Vartsky D., Engler G., Goldberg M.V. Method for detection of nuclear explosives based on nuclear resonance absorption of gamma rays in ^{14}N . — NIM. section A. 1994. p. 688—691.
3. Деревянкин Г.Е., Крайнов Г.С., Крючков А.М. и др. Ионно-оптический тракт 2,5 МэВ 10 мА ускорителя-тандема: Препринт ИЯФ 2002-24. 2002.
4. Бельченко Ю.И., Григорьев Е.В. Прототип стационарного источника отрицательных ионов водорода для применения в медицине. — Тезисы докл. 28-й конференции по физике плазмы и УТС. Звенигород. 2001, с. 167.
5. Деревянкин Г.Е., Димов Г.И., Долгушин В.М. и др. Перезарядная мишень 40 мА 2 МэВ ускорителя-тандема: Препринт ИЯФ 2001-23.

УДК 621.384.663+615.849

СРАВНЕНИЕ МЕТОДОВ ОБЛУЧЕНИЯ ЛЕЖАЩИХ ПАЦИЕНТОВ

Кац М.М., Дружинин Б.Л. (ГНЦ РФ — ИТЭФ)

В работах [1, 2] предложена схема простой плоской системы, обеспечивающая облучение лежащего горизонтально пациента пучками протонов, направление которых по отношению к горизонтальной плоскости не превышает фиксированного угла φ , например, 45° . В этой установке для выбора направления облучения применяется неподвижный магнит, который поворачивает пучок в вертикальной плоскости, а горизонтально зафиксированный пациент процедурным столом перемещается



Р и с. 1. Облучение лежащего пациента γ -квантами с вращением источника вокруг него (а), горизонтальным пучком протонов (б), пучком протонов при ограничениях по направлениям облучения — простая плоская система (в), пучком протонов с его вращением вокруг лежащего пациента — ГАНТРИ (г): 1 — вращаемая рама; 2 — магниты для поворота пучка; 3 — квадрупольные линзы; 4 — сканирующие магниты

удельной дозы с глубиной в воде для энергии γ -квантов 18 МэВ, а также учтено влияние расстояния 1 м от источника частиц до центра мишени. Предполагали, что облучение γ -квантами всегда проводится с восемью направлений.

Для оценки распределения дозы при облучении тела протонами были использованы данные о потере энергии в воде, учтены собственные параметры пучка протонов, статистический разброс пробега протонов, влияние многократного кулоновского рассеяния протонов в теле, а также ядерных взаимодействий и эффективного расстояния от центра сканирующих магнитов до центра мишени. Предполагалось, что распределение дозы по объему мишени достигается сканированием пучка по глубине шагом 0,5 см (путем изменения энергии подводимых протонов) и маг-

в нужное положение. Такая установка в несколько раз компактнее и дешевле любых традиционных вращаемых систем, которые состоят из магнитного канала, закрепленного на вращаемой раме, и которые принято называть ГАНТРИ. Однако для внедрения простой плоской системы в протонную (и ионную) терапию надо оценить, в какой мере скажутся на качестве облучения ограничения на выбор направления облучения. Целью настоящей работы является сравнение разных установок и способов облучения мишеней внутри тела пациента пучками γ -квантов и протонов. На рис. 1 изображены четыре рассматриваемых типа установок для облучения.

Предполагалось, что задача плоская. Сечение тела пациента представлялось изотропным эллипсом размером 40×24 см с плотностью 1 (вода). Рассматривались мишени в виде окружностей диаметром 2, 4, 8, 16 см и с тремя положениями ($x = 11$ см, $y = 0$, $x = 0$, $y = 4$ см, $x = y = 0$). Предполагалось, что мишени и их положения равновероятны и что они могут облучаться равной дозой с восемью стандартных симметричных направлений с шагом 45° , причем в течение одного сеанса (фракции) мишень должна быть облучена на всех установках одинаковой суммарной дозой, которая может соответствовать, например, 2 Гр.

Для оценки распределения дозы облучения тела γ -квантами было использовано измеренное в НИИЭФА распределение

нитным сканированием в боковых направлениях. При расчете облучения протонами рассматривались разные варианты числа направлений облучения (до восьми для вращаемого ГАНТРИ, до шести для плоской системы и до двух для горизонтально-го пучка). Во всех случаях глубина мишени не должна была превышать 30 см.

Первым критерием качества облучения была доля интегральной дозы $K1$, которая выделяется именно в мишени: $K1 = D1 \cdot V1 / (D1 \cdot V1 + D2 \cdot V2)$, где $D1$, $V1$ — доза и объем мишени; $D2$, $V2$ — средняя доза и объем облученных здоровых тканей (чем больше полезная доля интегральной дозы, тем меньше облучаются здоровые ткани). Вторым критерием качества может быть отношение средней дозы облучения здоровых тканей к дозе облучения мишени $K2 = D2/D1$ (чем меньше это отношение, тем больше может быть допустимая по отношению к здоровым тканям доза облучения мишени за одну фракцию и тем самым тем эффективнее может работать оборудование). В качестве дополнительного критерия качества облучения было использовано отношение этих критериев ($K3 = K1/K2$).

Основные результаты расчетов иллюстрируют рис. 2 и таблица. Они были получены усреднением по четырем размерам мишени и трем положениям центра мишеней.

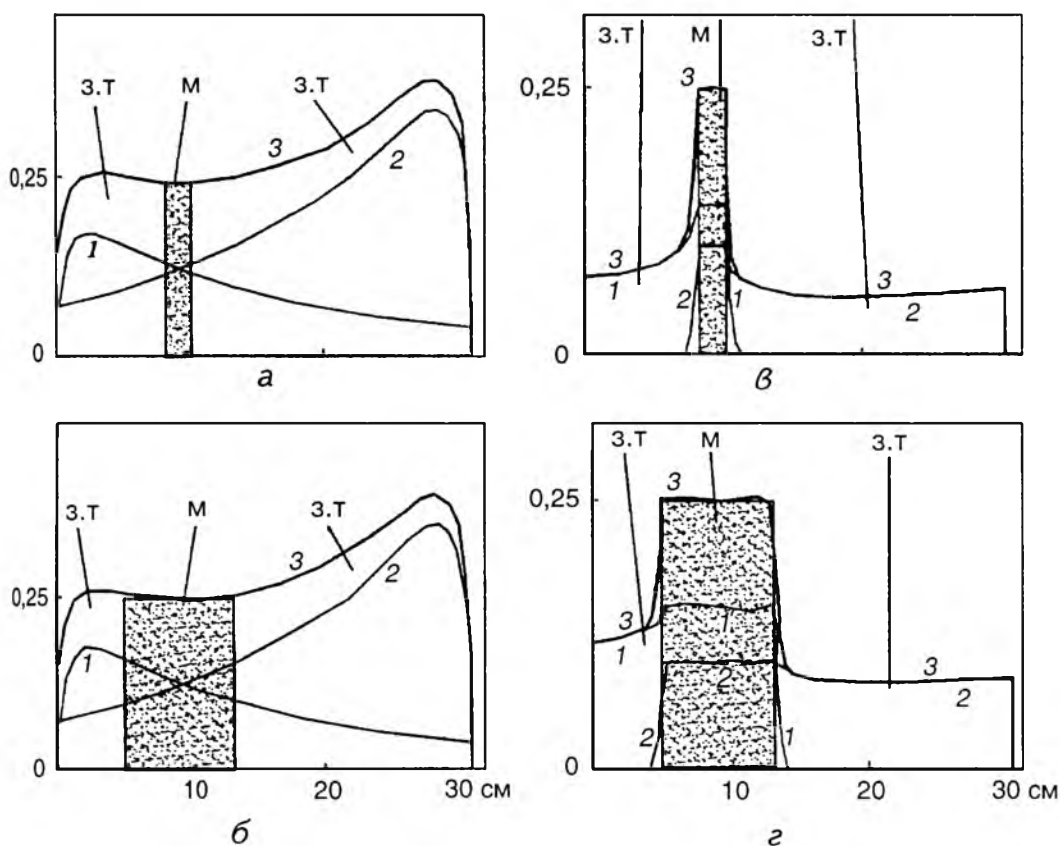


Рис. 2. Расчетное распределение дозы в теле толщиной 30 см при облучении с двух противоположных направлений — слева (1), справа (2), суммарная доза (3) пучком γ -квантов мишени с центром на глубине 9 см, диаметром 2 (а), 8 см (б) (расстояние до источника 1 м), пучком протонов мишени с центром на глубине 9 см, диаметром 2 (в), 8 см (г) (шаг сканирования по глубине 0,5 см, расстояние сканирования 2,5 м): м — мишень; з.т — здоровые ткани

Сравнение качества облучения при использовании разного оборудования

Частицы	Установка	Число направлений	Размер мишени, см	Доля K_1 полезного облучения относительно интегральной дозы	Доза облучения здоровых тканей $K_2 = D_2/D_1$	$K_3 = K_1 \cdot K_2$
γ-Кванты от $E = 18 \text{ МэВ}$	Все направления с шагом 45°	8	2	0,07	0,4	0,18
			4	0,14	0,4	0,36
			8	0,27	0,4	0,68
			16	0,55	0,4	1,38
			Среднее	0,26	0,4	0,65
Протоны, $E < 230 \text{ МэВ}$	Горизонтальный пучок	1—2	2	0,25	0,4	0,63
			4	0,37	0,5	0,74
			8	0,52	0,6	0,87
			16	0,70	0,7	1,00
			Среднее	0,46	0,55	0,84
	Простая плоская система с ограничением по углу до $\pm 45^\circ$	3—6	2	0,27	0,15	1,8
			4	0,40	0,18	2,2
			8	0,56	0,20	2,8
			16	0,75	0,23	3,3
			Среднее	0,49	0,19	2,6
	ГАНТРИ, все направления с шагом 45°	3—8	2	0,28	0,11	2,5
			4	0,42	0,14	3,0
			8	0,58	0,14	4,1
			16	0,77	0,16	4,8
			Среднее	0,51	0,14	3,6

На рис. 2, а, б видно, что при облучении γ-квантами в двух направлениях доза облучения здоровых тканей превышает дозу облучения мишени. Однако при облучении в восьми направлениях она уменьшается примерно в 4 раза по сравнению с показанной на рис. 2. Дальнейшее увеличение числа направлений облучения может уменьшить дозу облучения здоровых тканей при облучении малых мишеней, т.е. тогда, когда здоровые ткани повторно облучаются незначительно. Этот вывод справедлив и при облучении протонами.

На рис. 2, в, г видно, что даже идеализированное расчетное распределение дозы по глубине любой протяженной мишени не такое острое, как на зависимостях потерь энергии заряженной тяжелой частицей с глубиной. Расстояние сканирования существенно влияет на качество облучения только наиболее глубоких и небольших по размеру мишеней. Если это расстояние превышает 2,5 м, то при усреднении по размеру и положению мишеней его влияние на оценку качества оборудования незначительно.

Расчеты показали, что при облучении с одного направления реальных протяженных мишеней постоянной дозой протонов доза облучения здоровых тканей, расположенных до мишени, сравнима с дозой облучения мишени. Она зависит, в основном, от размера мишени вдоль пучка и слабо от ее глубины и параметров пучка. Если диаметр мишени равен, например, 2, 4, 8, 16 см, то облучение здоровых тканей по отношению к дозе в мишени может быть оценено как 0,55, 0,7, 0,85, 0,95 соответственно. При облучении протонами с нескольких направлений эти значения уменьшаются во столько же раз.

Из таблицы видно, что при облучении γ-квантами доля полезного облучения $K_1 = 0,26$ существенно меньше, чем при любых вариантах использования протонных пучков ($K_1 = 0,5$), и отношение K_2 минимально. При облучении горизонталь-

ными пучками протонов в двух направлениях доля полезного облучения мишени $K1$ сравнима, но меньше, чем при облучении со многих направлений. Одновременно видно, что относительная доза облучения здоровых тканей $K2$ при использовании горизонтальных пучков протонов по сравнению с другими методами максимальна (0,55 дозы в мишени) и сравнима с соответствующей дозой при облучении γ -квантами. Вращаемое ГАНТРИ обеспечивает наилучшие результаты облучения, т.е. наибольшая доля облучения попадает именно в мишень (в среднем $K1 = 0,51$), доза облучения здоровых тканей всегда минимальна ($K2 = 0,14$), $K3$ максимально и равно 3,6. Простая плоская система уступает по качеству облучения традиционным ГАНТРИ, но незначительно, и по доле облучения мишени (например, $K1 = 0,49$ по сравнению с 0,51), и по дозе облучения здоровых тканей ($K2 = 0,19$ по сравнению с 0,14), и по отношению $K3$ ($K3 = 2,6$ по сравнению с 3,6).

Использованные в работе предположения грубы (плоская задача, изотропное тело с равной чувствительностью к облучению, произвол в выборе размеров тела и мишеней, положений мишени и числа направлений облучения). Расчеты полезно в будущем повторить с использованием медицинских программ планирования облучения на ГАНТРИ. Тем не менее результаты кажутся полезными и наглядными. Надо отметить, что простые плоские системы удобно применять и для транспортировки пучков ионов [1, 2].

Таким образом, на основании расчетов видно, что облучение с помощью компактных и дешевых простых плоских систем приводит почти к таким же результатам, что и с применением громоздких и дорогих традиционных вращаемых ГАНТРИ. Внедрение простых плоских систем в практику протонной (и ионной) терапии позволит существенно снизить цену лечения и повысить производительность каждого ускорительного медицинского центра, так как при каждом ускорителе без существенного удорожания проекта можно построить много простых плоских систем для эффективного использования пучка.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кац М.М. Простая плоская система для облучения лежащих больных с разных направлений пучками тяжелых заряженных частиц. — ПТЭ, 2002, № 2, с. 140—144.
2. Кац М.М. Новые схемы систем для облучения лежащих пациентов с разных направлений пучками тяжелых заряженных частиц. — Мед. физика, 2002, № 1(13), с. 54—63.

УДК 621.3.038.624

РАДИАЦИОННАЯ УСТАНОВКА С УСКОРИТЕЛЕМ ЭЛЕКТРОНОВ ИИИ НАН УКРАИНЫ

*Вишневский И.Н., Зелинский А.Г., Сахно В.И., Томчай С.П., Сахно А.В.
(Институт ядерных исследований Национальной академии наук Украины)*

В ИИИ НАН Украины создана и пущена в эксплуатацию экспериментальная научно-технологическая радиационная установка. Основной целью ее создания является разработка промышленных процессов и технологии с использованием методов прикладной ядерной физики. Определяющими при разработке установки были