



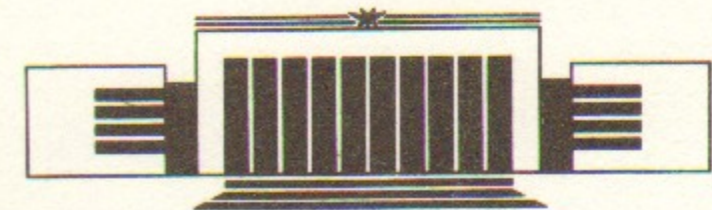
ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ СО АН СССР

24

**В.Е. Пальчиков, С.И. Рувинский,
Г.И. Сильвестров, И.Г. Сильвестров,
Э.М. Трахтенберг, А.Д. Чернякин,
М.Ф. Ломанов, В.И. Люлевич,
К.К. Оносовский, В.С. Хорошков**

**МАЛОГАБАРИТНАЯ СИСТЕМА ГАНТРИ
ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ**

ПРЕПРИНТ 90-32



НОВОСИБИРСК

Малогабаритная система гантри
для протонной терапии

В.Е. Пальчиков, С.И. Рувинский, Г.И. Сильвестров,
И.Г. Сильвестров, Э.М. Трахтенберг, А.Д. Чернякин

Институт ядерной физики
630090, Новосибирск, СССР

М.Ф. Ломанов, В.И. Люевич,
К.К. Оносовский, В.С. Хорошков

Институт теоретической и экспериментальной физики
ГКАЭ Москва, СССР

АННОТАЦИЯ

Описана система ротации протонного пучка (гантри), имеющая малые габариты благодаря применению безжелезных магнитов с импульсным питанием. Поле, отклоняющих пучок магнитов достигает 50—70 кЭ. Общий вес консольной конструкции гантри с магнитными элементами составляет около 1 т. Высота гантри составляет 1,5 м над осью горизонтального пучка. Систему гантри предполагается установить в действующем трехкабинном протонном комплексе ИТЭФ для проведения многопольного внутричерепного облучения с остановкой пучка в мишени.

Создание крупных, оборудованных ускорителями протонов, центров для лучевой терапии, первый из которых построен в Лома-Линда [1], является основой для широкой реализации известных преимуществ применения протонов в медицинских целях. По сравнению с другими видами излучений, протонные пучки высоких энергий позволяют создавать хорошо геометрически определенные дозные распределения с остановкой пучка на заданной глубине и высоким градиентом дозы на краях поля. Протонное облучение применяется при лечении заболеваний разнообразной патологии, включающей не только злокачественные опухоли, но и ряд неопухолевых заболеваний, не поддающихся лечению другими методами. Примерами опухолевых заболеваний, успешно лечящихся протонами, являются меланома глаза, рак предстательной железы. Из неопухолевых заболеваний следует упомянуть эндокринные расстройства — болезни Кушинга, диабетическую ретинопатию и образования мальформаций, связанных с сосудистой патологией головного мозга.

Сооружение современных хорошо оборудованных центров протонной терапии открывает возможности для существенного расширения области применения этого вида облучения и серьезного повышения эффективности лучевого лечения. Можно указать, по крайней мере, на три принципиально новые, даже для протонного лечения, задачи, решаемые при создании высокоразвитого центра.

1. Возможность формирования дозных полей, наиболее полно соответствующих форме облучаемой (опухолевой) мишени, делает реальным выполнение условий так называемого конформного облучения [2].

2. Достигнутый уровень лучевой терапии требует выполнения и другого условия ее проведения, а именно: применения динамической техники облучения протонами. Этим устраняются нежелательные нагрузки на больного при необходимости облучения тела с разных сторон, для чего перемещают не больного, а меняют направление пучка [4, 5].

3. Оба принципа, конформного и динамического облучения, могут быть дополнены третьим, требующим активной доставки пучка к облучаемому объекту, при которой отбрасываются обычные методы формирования дозного поля посредством пассивных элементов со сложной геометрической конфигурацией: коллиматоров, болюсов, рассеивателей, гребенчатых фильтров. Вместо этого дозное поле создается трехмерным (3Д) сканированием пучка по поверхности мишени. При этом двухмерное отклонение пучка в магнитном поле дополняется изменением глубины пробега протонов за счет вывода пучка с разными энергиями.

Реализация описанных принципов облучения требует создания сложных устройств управления пучком, одно из которых представляет собой систему, которая обеспечивает ротацию пучка протонов вокруг мишени. Вариант реализации этой системы и составляет содержание данной публикации.

Для осуществления ротации протонного пучка вокруг мишени, расположенной на горизонтально направленной оси пучка, нужно произвести парой магнитов его параллельное смещение с оси на расстояние h (см. рис. 1) и третьим магнитом повернуть на 90° по направлению на мишень. Механическое вращение всей этой системы вокруг горизонтальной оси позволит проводить облучение мишени с любого направления в пределах 360° . Таким образом, трассировка пучка должна производиться тремя магнитами, параметры которых — радиусы и углы поворотов — определяют геометрию системы. Радиус 90-градусного магнита R_M определяет ее поперечный размер $h = R_M + d$, где d — расстояние от торца магнита до мишени. На этой длине должна осуществляться фокусировка пучка на мишень, располагаться соответствующая регистрирующая аппаратура и должно остаться необходимое свободное пространство d_c от края системы до платформы с расположенным на ней пациентом.

Магниты параллельного переноса должны иметь приблизительно одинаковые углы поворота $\alpha_1 \simeq \alpha_2 \simeq \alpha_n$. Величина этого угла и радиусы магнитов R_1 , R_2 и R_M определяют продольный размер системы \mathcal{L} . Из технических соображений удобно иметь $R_1 = R_2 = R_n$.

Очевидно, что минимальное значение \mathcal{L} может быть получено при $\alpha_n = 90^\circ$ и составит $\mathcal{L} \geq 2R_n + R_M$. При этом радиусы магнитов параллельного переноса ограничены условием $2R_n \leq h$.

Основная сложность технического выполнения системы ротации определяется размером и весом поворотных магнитов. При энергии протонов $E = 230$ МэВ импульс равен $P = 700$ МэВ/с и радиус магнита с полем 18 кЭ будет $R = 1,3$ м. Если допустить расстояние от торца магнита до мишени равным 1 м, то поперечный размер системы составит $h = 2,3$ м. При таком же поле в магнитах параллельного переноса M_1 и M_2 продольный размер системы будет $\mathcal{L} \geq 3,9$ м. Помимо магнитов, в основном определяющих траекторию пучка, система должна включать в себя определенное число фокусирующих элементов — квадрупольных линз, обеспечивающих компенсацию дисперсии магнитов и окончательную фокусировку пучка на мишень, что приведет к соответствующему увеличению поперечного и продольного размеров системы.

Выбор типа и конструкции магнитов зависит от параметров пучка — его поперечного эмиттанса и режима выпуска, определяемого способом облучения мишени. Для создания оптимальных условий облучения рассматриваются два способа выпуска пучка: медленный растянутый выпуск, позволяющий осуществлять трехмерное сканирование пучка по мишени большого размера для оптимального формирования дозного поля, и быстрый однооборотный выпуск с фокусировкой пучка в размер, варьируемый от нескольких миллиметров до нескольких сантиметров, и с возможностью обеспечения конвергентного облучения. При растянутом выпуске магниты и линзы системы ротации должны питаться постоянным током или импульсами тока с широкой, хорошо стабилизированной плоской вершиной, что при малой частоте циклов позволяет уменьшить средний ток и тепловой режим обмотки возбуждения.

Поле таких магнитов ограничено индукцией в железе ~ 18 кЭ и геометрические размеры системы не могут быть существенно меньше приведенных выше.

При таких параметрах магнитов система ротации, получившая название «гантри» (gantry — рама, платформа), с учетом требования ее прецизионного вращения представляет собой достаточно громоздкое и сложное инженерное сооружение. При этом к существенному усложнению приводит необходимость ротации пучка на 360° и облучения снизу, поскольку в этом случае требуется создание специального помещения с большим заглублением под

консольно закрепленной платформой, на которой располагается пациент. Обсуждается несколько возможных конструктивных схем подобной системы, в частности, вариант ротации гантри с помощью прецизионных ролингов, расположенных на внутренней поверхности цилиндра большого диаметра (~ 5 м), соосного с осью пучка. Такая система осуществлена в Калифорнийском медицинском центре в Лома-Линда в США.

В то же время имеется целый ряд очень важных видов облучений, таких как подавление функций гипофиза, гинекология, облучение меланомы глаза и т. п., не требующих сканирования пучка с использованием растянутого выпуска, что позволяет при однооборотном выпуске с малой длительностью протонного сгустка применять питаемые короткими импульсами тока безжелезные магниты, поле в которых не ограничено индукцией насыщения железа и может достигать $50-70$ кЭ, что обеспечит радиус поворота $R \leq 50$ см^{*)}. Существенное упрощение гантри уже будет получено, если применить большое поле в магните с 90-градусным поворотом, радиус которого определяет поперечный размер h . Если сделать $h \leq 1,5$ м, ее можно располагать в помещении высотой 3 м и избежать большого заглубления в полу. Кроме того, импульсные магниты из-за малого сечения одновитковой обмотки возбуждения имеют малые поперечные размеры и существенно меньший вес, по сравнению с постоянными магнитами, что позволяет применить консольное закрепление системы с заделкой опорных подшипников в стене, через которую проходит горизонтальная ось пучка.

Ниже мы рассмотрим конструкцию гантри, основанную на использовании магнита с радиусом $R = 43$ см и полем $50-60$ кЭ. На основе таких магнитов в ИЯФ СО АН СССР создается малогабаритный протонный синхротрон для терапевтических целей [6], в сочетании с которым и будет применяться подобная система ротации пучка (рис. 7).

Магнит (рис. 2) представляет собой одновитковую систему с увеличенной вертикальной апертурой $A_z = 4$ см, $A_r = 2$ см, в которой токовые шины запрессованы в магнитопровод из шихтованного железа, замыкающий обратный магнитный поток и воспринимающий рассталкивающее шины усилие пондеромоторных сил магнитного поля [7]. Насыщение железа при полях выше 20 кЭ приводит к искажению топографии однородного магнитного поля,

^{*)} Мы не рассматриваем возможность применения сверхпроводящих магнитов, как сложных в эксплуатации в условиях медицинского центра.

однако, в пределах квадратной апертуры $a_z = \pm 1$ см, $a_r = \pm 1$ см поле сохраняет необходимую однородность $\Delta H/H \leq 1\%$ вплоть до индукций в железе ≥ 5 Тесла. При поле 50 кЭ амплитуда импульса тока в шинах составляет 200 кА. Магнит запитывается через согласующий трансформатор с коэффициентом трансформации $N = 20$ и током в первичной обмотке 10 кА. При использовании такого магнита в гантри длительность импульса тока $\tau = 1$ мс, напряжение на магните $V \approx 400$ В. Индуктивность магнита $L \approx 0,6$ мкГн, энергоемкость $W \approx 12$ кДж. При частоте циклов работы 1 Гц потребляемая мощность составит $P \approx 6$ кВт. Магнит имеет интенсивное водяное охлаждение и может работать на частоте до 10 Гц.

Применение сильных полей в магнитах параллельного переноса M_1 и M_2 неоправданно осложнило бы систему, поэтому рационально ограничиться в них полями не более 18 кЭ при $R_n = 1,3$ м с эффективным использованием шихтованного железа для формирования поля. Поскольку из условия $2 R_n < h$ магниты не могут иметь угол поворота 90° , допустимый в этой геометрии угол при таких радиусах составляет 55° . Магниты имеют апертуру $A_z = 2$ см и $A_r = 4$ см (рис. 3) и запитываются импульсами тока ~ 30 кА. Индуктивность каждого магнита $L \approx 3,5$ мкГн, при питании импульсами тока с $\tau = 10^{-3}$ с напряжение на каждом магните составит ≈ 350 В. Энергоемкость обоих магнитов, запитываемых последовательно, составит ≈ 4 кДж и потребляемая мощность при частоте 1 Гц будет $P \approx 2$ кВт.

При выборе геометрии гантри выполнялось условие одновременно с ротацией иметь возможность работать с пучком, направленным по горизонтальной оси системы. Поэтому первый магнит M_1 имеет угол поворота 50° и смещен с оси на 20 см, а на расстоянии 1,4 м перед ним располагается 5-градусный магнит M_5 , увеличенной апертуры, забрасывающий пучок в апертуру M_1 ; при выключенном M_5 пучок проходит по оси.

При такой геометрии системы размер гантри составляет $h_{\max} = 1,55$ м, продольный $\sim 3,1$ м, остальные размеры см. на рис. 1.

Параметры квадрупольных линз, обеспечивающих фокусировку пучка, выбирались из стремления получить достаточно малые значения огибающих и дисперсионной функций β_r , β_z и Ψ на длине 90°-ного магнита, имеющего малую апертуру, и минимальное значение дисперсии и размера пучка в фокусе системы на мишени. Эта задача решается двумя квадрупольными дублетами, помещенными между магнитами M_2 и M_0 и на выходе системы после

90°-ного поворота. На рис. 4 приведены β_r , β_z и Ψ -функции системы и огибающая пучка $a(l) = \sqrt{\varepsilon\beta}$ с эмиттансом $\varepsilon = \pi \cdot 10^{-3}$ см·рад и импульсным разбросом $\Delta P/P = \pm 0,2\%$ (в радиальном направлении огибающая a_r сложена с дисперсией, что дает реальный размер пучка). При выбранных параметрах системы и рассматриваемом эмиттансе пучка его размер в фокусе составляет $a_r = \pm 1,22$ мм, $a_z = \pm 1,64$ мм (см. рис. 4). При необходимости иметь еще меньший размер пучка в фокусе можно уменьшить его эмиттанс путем дифрагмирования на входе в систему по любому направлению с соответствующим уменьшением интенсивности. Вариация градиентов последнего дублета в пределах $5,9 \leq |G_3| \leq 7,5$ кЭ/см и $6,4 \leq |G_4| \leq 7,2$ кЭ/см приводит к изменению размеров пучка в пределах $a_r = \pm 3,1$ мм и $a_z = \pm 7,8$ мм (см. табл. 1). При необходимости диапазон изменений размеров пучка может быть существенно расширен вариацией параметров линз вплоть до смены их полярности.

Конструктивно линзы, так же, как и магниты, представляют собой одновитковые импульсные системы, в которых поле формируется профилированными полюсами из шихтованного железа и скиновыми поверхностями профилированных токовых шин (рис. 5). Линзы имеют радиус апертуры $r_l = 2$ см. При градиенте $G = 7$ кЭ/см амплитуда импульса тока должна быть 23 кА. При длительности импульса $\tau = 1$ мс индуктивность самой длинной секции с $l = 17$ см составит $L \approx 1$ мкГн, падение напряжений на ней будет ~ 75 В и энергоемкость $W \approx 300$ Дж. Энергоемкость всех линз не превышает 1 кДж и потребляемая мощность при частоте циклов 1 Гц $P \approx 0,5$ кВт. Линзы питаются от согласующих трансформаторов с током в первичной цепи 1 кА. Все секции имеют независимое питание, обеспечивающее возможность вариации условий фокусировки на мишень.

На расстоянии 1,5 метра от входа в гантри располагается стационарный квадрупольный дублет, согласующий входные параметры пучка, обеспечивающие его расчетное прохождение через систему. В процессе вращения гантри для каждого углового положения параметры дублета должны автоматически изменяться для оптимального согласования β -функций пучка и оптической системы на ее входе.

Конструктивная схема гантри приведена на рис. 6. Закладная опора в стене с двумя подшипниками с внутренним диаметром 400 мм, разделяет систему на две части. Собственно гантри, распо-

Таблица 1

G_4 , кЭ/см	G_3 , кЭ/см										
	-5,7	-5,9	-6,1	-6,3	-6,5	-6,7	-6,9	-7,1	-7,3	-7,5	
6,4	$\pm a_r$, мм	1,4	1,45	1,5	1,7	1,9	2,2	2,4	2,6	2,8	3,1
	$\pm a_z$, мм	7,8	6,6	5,4	4,3	3,2	2,2	1,6	1,7	2,5	3,7
6,6	$\pm a_r$, мм						1,4		1,6		2,1
	$\pm a_z$, мм						2,7		1,6		3,1
6,8	$\pm a_r$, мм						1,2	1,2	1,22	1,26	1,3
	$\pm a_z$, мм						3,2	2,24	1,64	1,8	2,6
7	$\pm a_r$, мм						1,47		1,25		1,15
	$\pm a_z$, мм						3,8		1,86		2,3
7,2	$\pm a_r$, мм						2,2		1,88		1,5
	$\pm a_z$, мм						4,3		2,22		1,9

ложенная в медицинском помещении, представляет собой консольную конструкцию с размещенными на ней магнитными элементами с регистрирующей аппаратурой. С другой стороны закладной опоры за стеной, отделяющей медицинское помещение от технического, располагается закрепленный на вращающейся опоре шкаф питания, в котором размещены согласующие трансформаторы и вспомогательное электротехническое оборудование. Трансформаторы имеют достаточно большой вес (1,5—2 т) и служат противовесом, уравнивающим в продольном и угловом направлениях консольную конструкцию гантри с магнитными элементами, общий вес которых составляет около 1 т. Вращение системы осуществляется через червячный привод от шкафа привода, в котором располагается электродвигатель и электрические устройства, обеспечивающие программированное вращение с необходимой точностью. Согласующие трансформаторы соединяются с магнитными элементами малоиндуктивными низкоомными фидерами, проходящими через трубу закладной опоры. Подвод тока к первичным обмоткам трансформаторов осуществляется гибкими кабелями, которые в процессе вращения гантри на угол $\pm 180^\circ$ наматываются на половину оборота или сматываются со специального барабана. Таким же образом подводятся гибкие шланги водяного охлаждения и кабели системы диагностики пучка и измерения параметров магнитных элементов.

Через все магнитные элементы проходит тонкостенная вакуумная камера из нержавеющей стали, закрытая герметичными титановыми окнами на выходе и входе системы. Откачка вакуумной камеры осуществляется магниторазрядным насосом. В случае вскрытия камеры и напуска атмосферы предварительная откачка системы осуществляется легко подсоединяемым стационарным форвакуумным насосом.

Импульсные генераторы питания магнитных элементов представляют собой накопительные емкости, коммутируемые на индуктивности нагрузок тиристорными вентилями. Генераторы с зарядными и стабилизирующими устройствами и обслуживающей электроникой располагаются на расстоянии 10—20 метров в трех электротехнических шкафах размером $1 \times 1 \times 2,3$ м.

Измерение параметров пучка в системе осуществляется с помощью двухкоординатных сеточных пробников, токового трансформатора и пролетной ионизационной камеры с регистрацией на ЭВМ и возможностью обратной связи с управлением системой питания магнитных элементов для автоматической регулировки

параметров пучка по заданной программе, согласованной с режимом облучения пациента.

ЛИТЕРАТУРА

1. Cole F.T., Livdahl P.V., Mills F.E., Teng L.C. The Loma Linda University Medical Center Proton Therapy Accelerator.—In: Proc. of Int. Workshop on Proton and Narrow Photon Beam Therapy. Eds. E. Heikkinen and K. Kiviniitty. Oulu. June 8—10, 1989, p.103—105.
2. Chuvilo I.V., Goldin L.L., Khoroshkov V.S. et al. ITEP Synchrotron Proton Beam in Radiotherapy.—Int. J. Rad. Oncology. Biol. Phys., 1984, v.10, p.185—195.
3. Pogorsak E.B. Dynamic Stereotactic Radiosurgery.—Ibid., p.67—71.
4. Koehler A.M. Preliminary Design Study for a Corkscrew Gantry.—In: Proc. 5th PTCOG Meeting and Int. Workshop on Biomedical Accelerators. Berkeley, LBL-22962. 1986, p.147—158.
5. Alonso J.R. Magnetically Scanned Ion Beam for Radiation Therapy.—LBL Report, 1988, p.1—13.
6. Averbukh I.I. et al. Project of the Small-Dimensional 200 MeV Proton Synchrotron.—The 1st EPAC Conference, Rome, 1988, v.1, r.413.
7. Вечеславов В.В., Сильвестров Г.И. и др. Формирование поля в импульсном одновитковом магните с насыщающимся железом.—Труды 6 Всесоюзного совещания по ускорителям: Дубна, 1978, т.1, с.181.

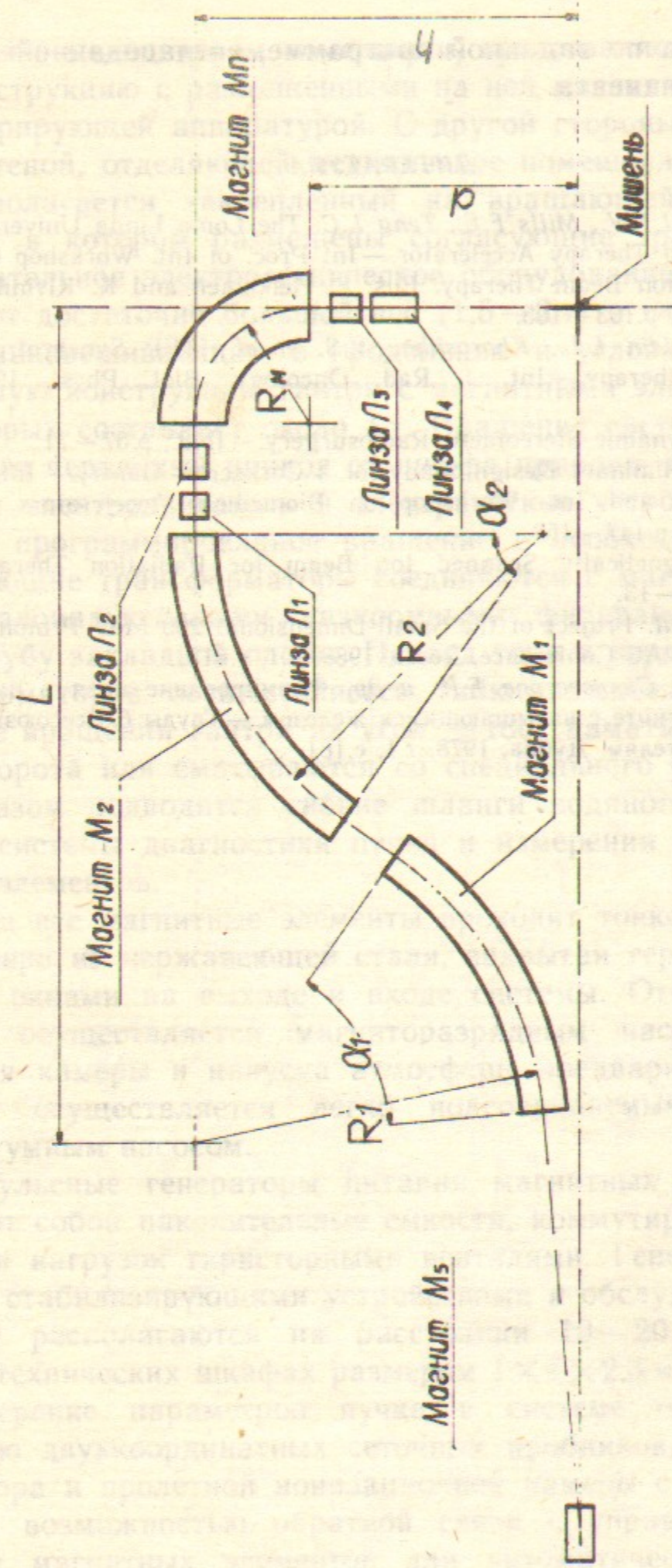


Рис. 1. Структурная схема гантри.

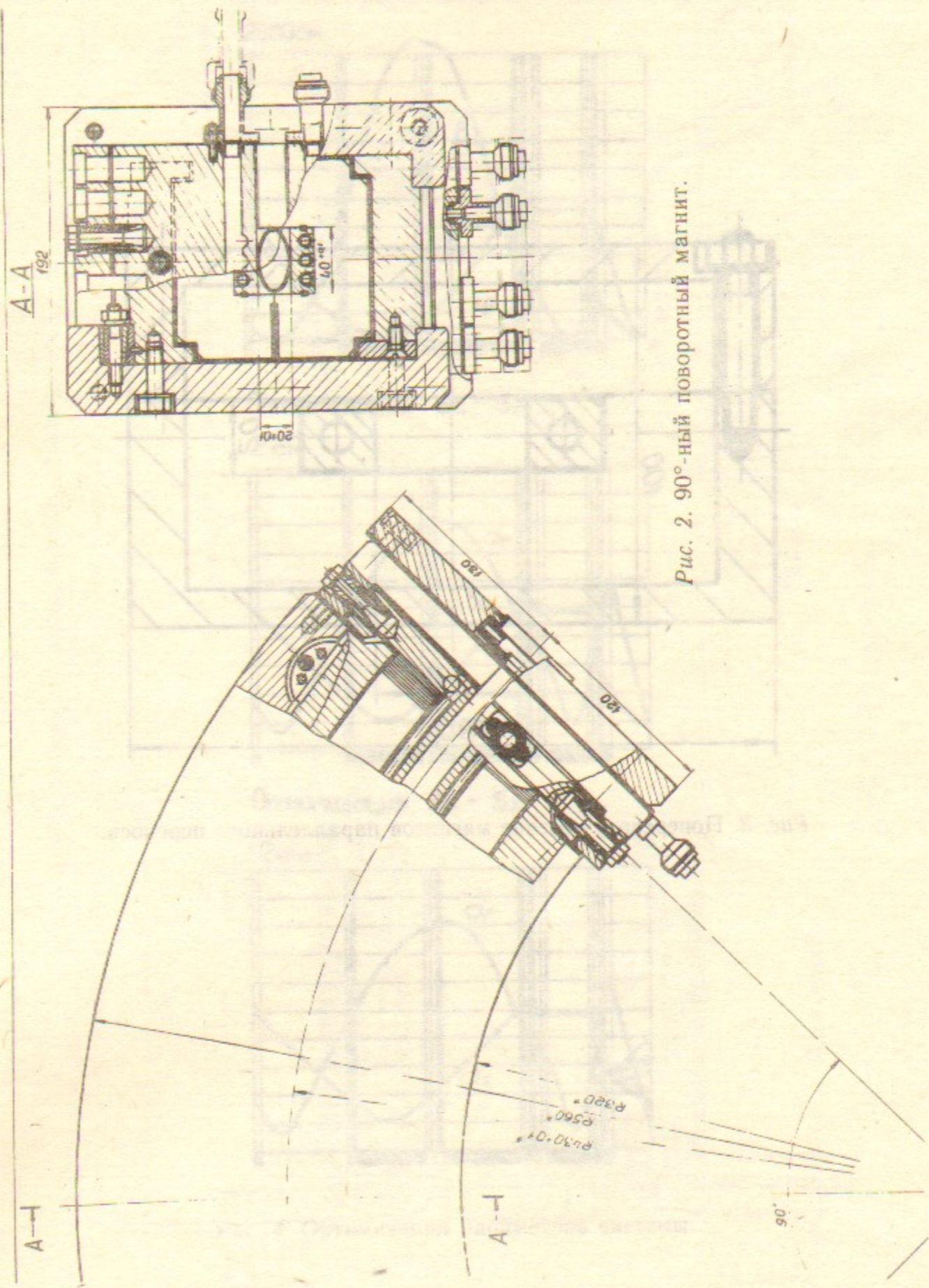


Рис. 2. 90°-ный поворотный магнит.

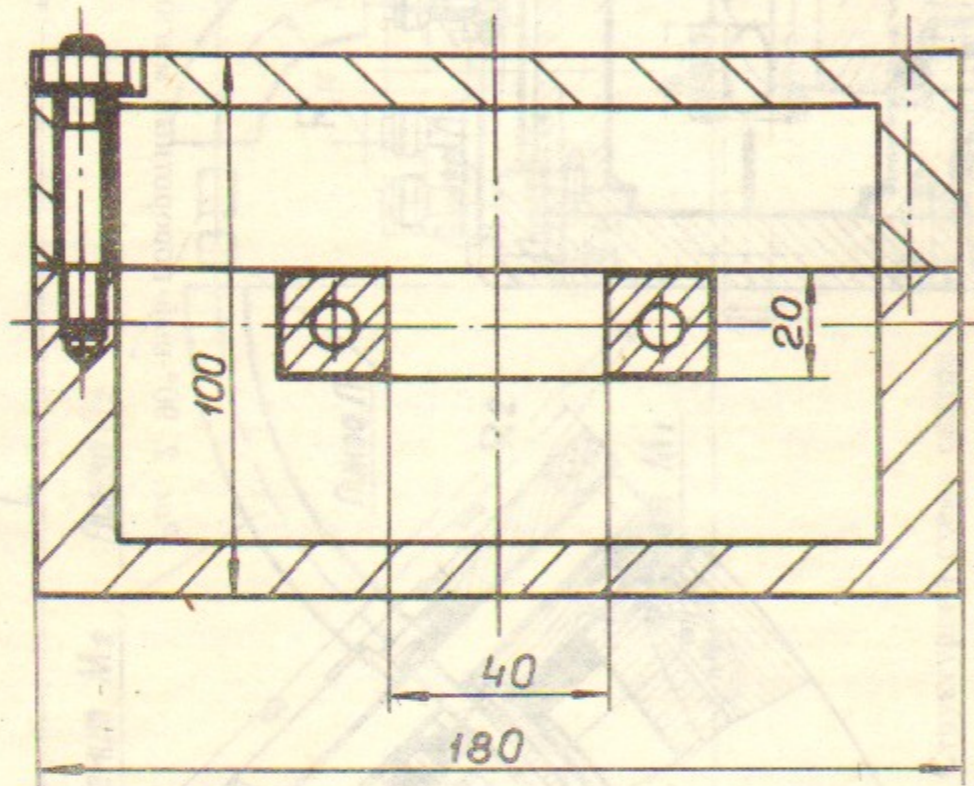
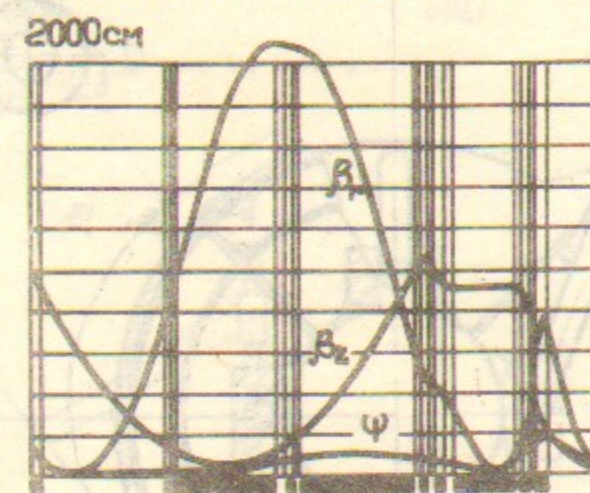
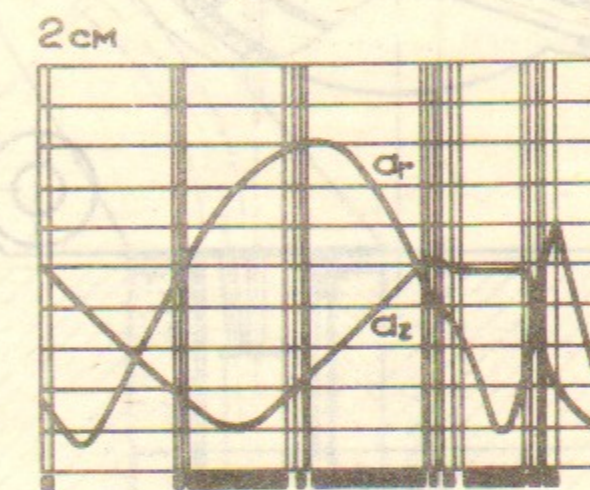


Рис. 3. Поперечное сечение магнитов параллельного переноса.

Оптимизация $B_z - B_x - \text{PSI}$



Оптимизация $S_z - S_x$



Оптимизация $S_z - S_x$

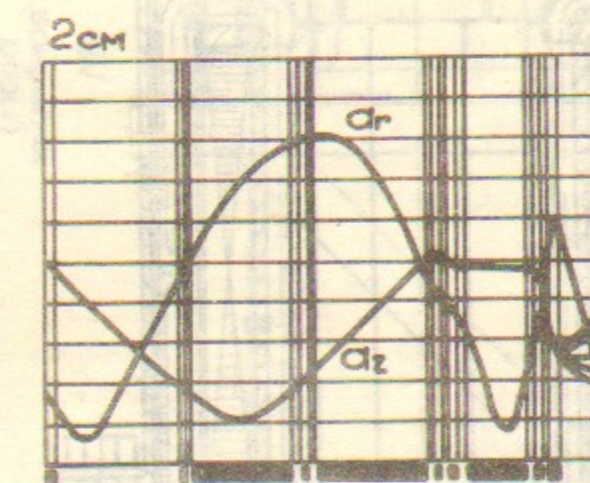


Рис. 4. Оптимизация параметров системы.

5

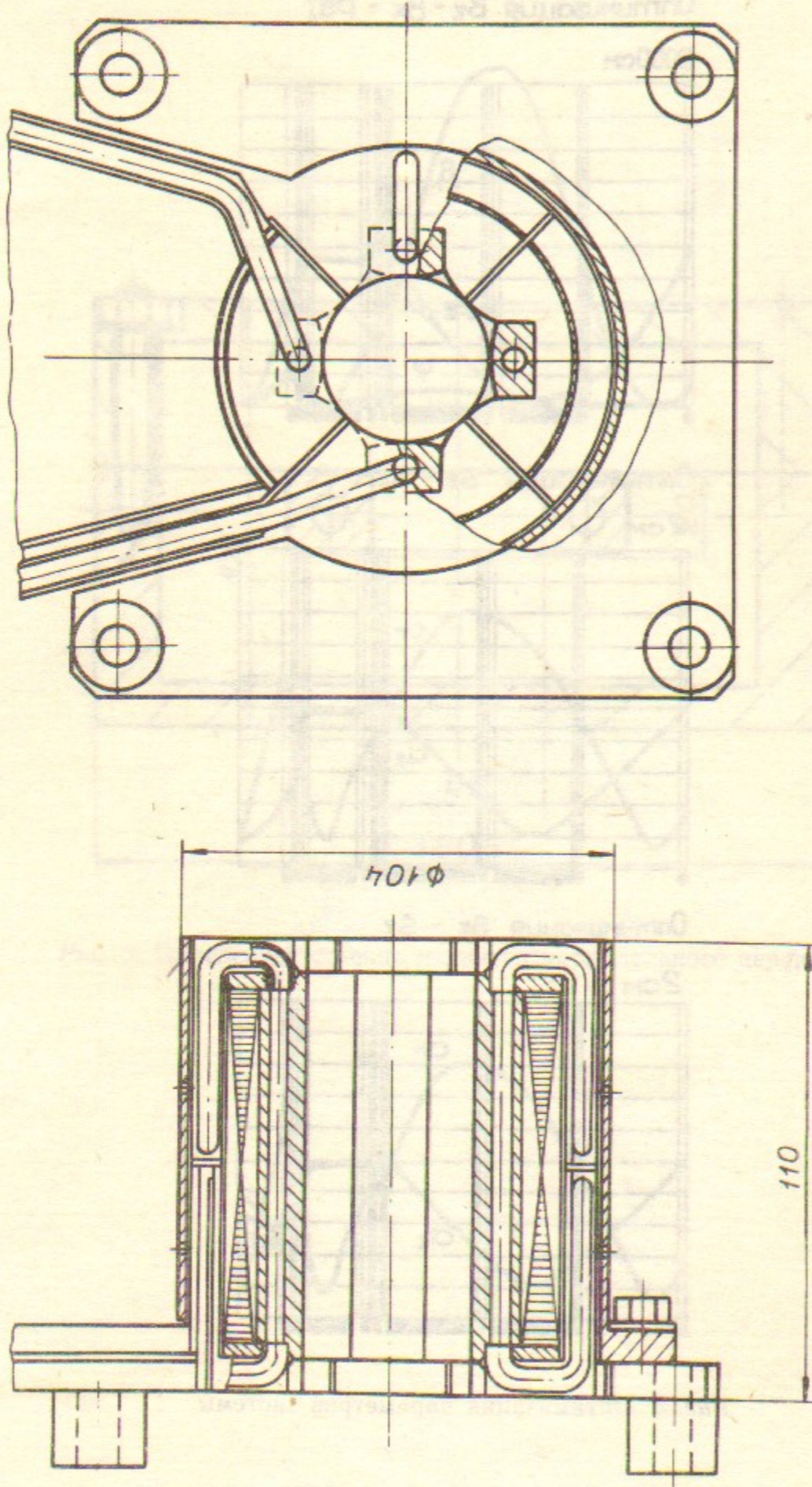


Рис. 5. Конструкция импульсной квадрупольной линзы.

6

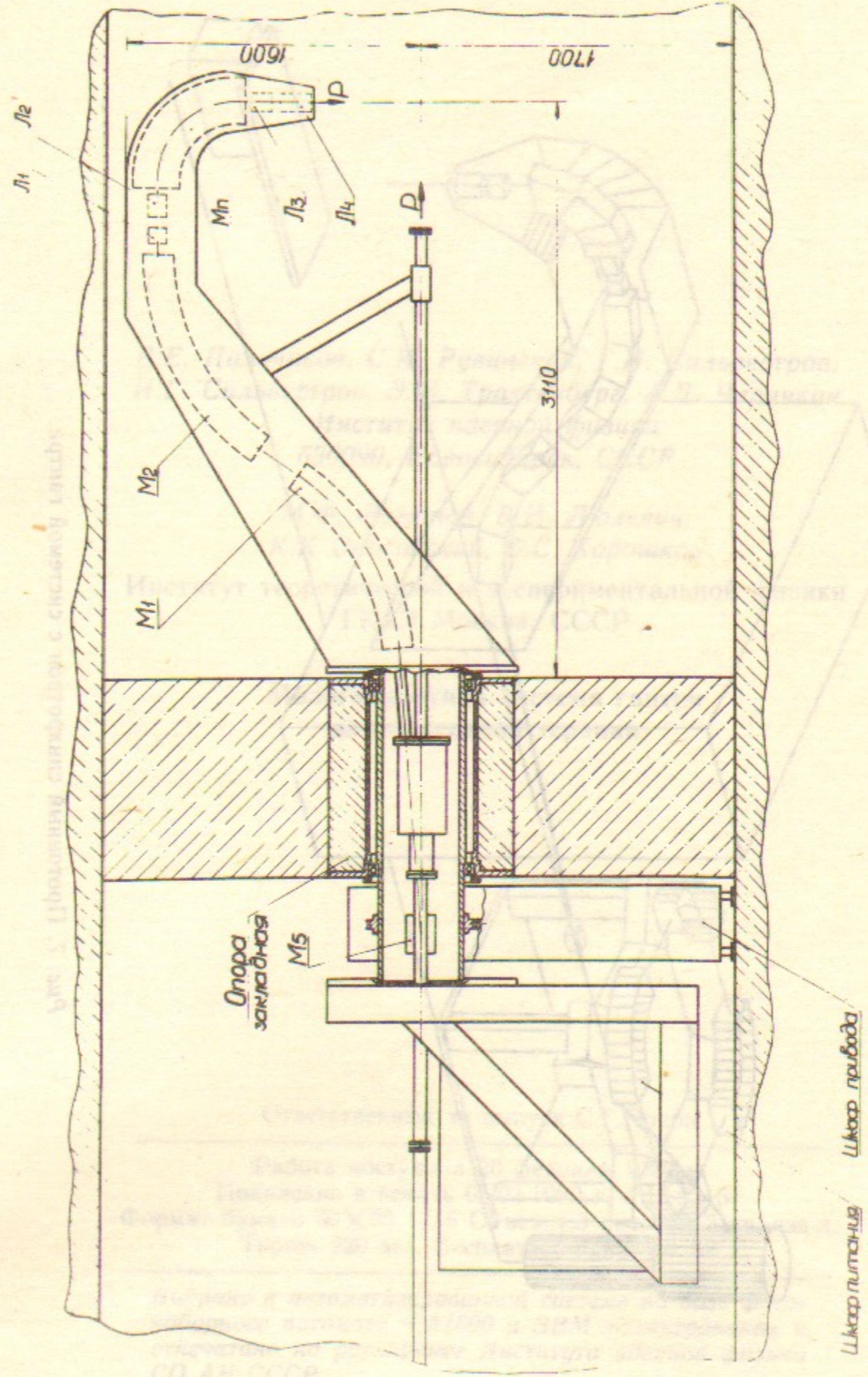


Рис. 6. Конструктивная схема гантри.

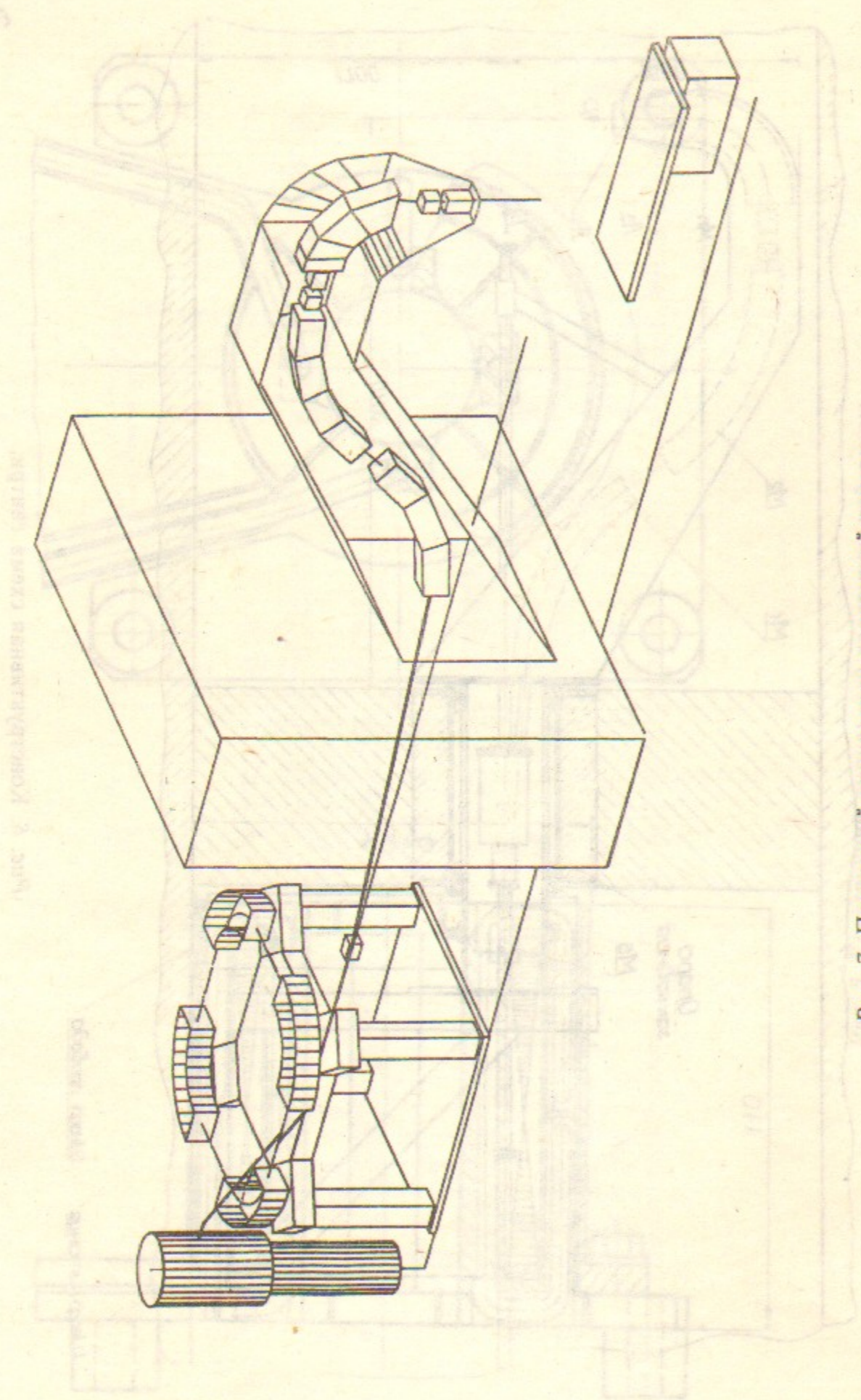


Рис. 7. Протонный синхротрон с системой гантри.

В.Е. Пальчиков, С.И. Рувинский, Г.И. Сильвестров,
И.Г. Сильвестров, Э.М. Трахтенберг, А.Д. Чернякин
Институт ядерной физики
630090, Новосибирск, СССР

М.Ф. Ломанов, В.И. Люевич,
К.К. Оносовский, В.С. Хорошков
Институт теоретической и экспериментальной физики
ГКАЭ Москва, СССР

**Малогабаритная система гантри
для протонной терапии**

Ответственный за выпуск С.Г.Попов

Работа поступила 20 февраля 1990 г.
Подписано в печать 05.03 1990 г. МН 02151
Формат бумаги 60×90 1/16 Объем 1,3 печ.л., 1,3 уч.-изд.л.
Тираж 220 экз. Бесплатно. Заказ № 32

Набрано в автоматизированной системе на базе фото-
наборного автомата ФА1000 и ЭВМ «Электроника» и
отпечатано на роталпринте Института ядерной физики
СО АН СССР,
Новосибирск, 630090, пр. академика Лаврентьева, 11.