

ПРИСПОСОБЛЕНИЕ БЕТАТРОНА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЙ ПО БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

В. А. МОСКАЛЕВ

(Представлено научным семинаром физико-технического факультета)

ВВЕДЕНИЕ

Бетатрон как источник сверхжестких лучей получил уже сейчас достаточно широкое применение в зарубежной медицинской практике для лечения опухолей. Опубликованные данные свидетельствуют, что 36% больных полностью излечиваются лучами бетатрона, у 34% больных наблюдается значительное улучшение здоровья и только 30% больных не поддаются излечению. В эти 30% входят больные, страдающие радио-упорными опухолями, и больные с запущенными опухолями, давшими многочисленные метастазы в различные области организма.

Наша работа является попыткой приспособить бетатрон специально для медицинских исследований с последующим клиническим использованием.

Цель настоящей статьи—кратко ознакомить читателя, во-первых, с преимуществами бетатрона перед обычным рентгеновским аппаратом и, во-вторых, с частью исследований, сделанных автором с бетатроном в лаборатории Томского политехнического института.

Рентгеновские установки давно применяются в области диагностики, рентгенографии и поверхностной терапии. Однако эти установки имеют весьма ограниченные возможности, когда дело касается лечения органов, располагающихся на большой глубине под поверхностью кожи. Жесткие гамма-лучи, генерируемые бетатронами, имеют ряд важных свойств, выгодно отличающих их от излучения обычных рентгеновских трубок [1].

Во-первых, максимальная доза облучения лучами бетатрона приходится не на поверхность облучаемого объекта, а на слои ткани, лежащие на некоторой глубине под поверхностью. Это явление обусловлено тем, что пучок жестких лучей, попадая из воздуха в ткань, освобождает большое количество вторичных электронов, обладающих большой кинетической энергией. Вторичные электроны, в свою очередь, производят ионизацию, выбивая третичные электроны и т. д. Таким образом, общий поток электронов быстро увеличивается до определенной глубины от поверхности тела. Когда энергия электронов станет недостаточной для последующей ионизации, возрастание электронного потока, а значит, и дозы излучения прекратится и электронный поток начнет медленно уменьшаться. Для 10 Мэв бетатрона (на котором проводилась настоящая работа) мак-

симальная доза получается на глубине 20 мм под поверхностью объекта облучения.

При облучении обычными рентгеновыми лучами максимальная доза получается на поверхности тела пациента. Эта поверхностная доза сильно ограничивает применение рентгеновых лучей в глубокой терапии, лимитируя значение дозы на опухоли. Для бетатрона такое ограничение отсутствует.

Во-вторых, излучение бетатрона обладает чрезвычайно высокой проникаемостью, что весьма существенно для клинического применения бетатрона.

В-третьих, при высокой энергии излучения вторичные электроны движутся преимущественно в направлении распространения первичного пучка γ -квантов. Поэтому диффузия излучения за геометрические пределы пучка имеет ничтожно малую величину. По этой же причине размеры поля облучения мало влияют на распределение изодоз в ткани, что позволяет более точно локализовать излучение внутри тела.

В-четвертых, в противоположность излучениям низких энергий степень ионизации в кости очень мало отличается от ионизации в ткани, следовательно, создается возможность проникнуть в любое место организма, без опасения повредить кость, которая может оказаться на пути лучей.

В результате ионизации, производимой γ -лучами в ткани, часть клеток, составляющих ткань, разрушается. Было обнаружено, что при действии лучей на раковые клетки последние погибают быстрее нормальных и в большем количестве, причем нормальные клетки способны к регенерации, тогда как раковые клетки такой способности не обнаруживают. На этом и основано применение излучений для лечения раковых опухолей. Элементарное действие, производимое лучами бетатрона на организм человека, ничем не отличается от действия рентгеновых лучей, и в этом смысле бетатрон не является принципиально новой терапевтической установкой.

Однако указанные выше преимущества его лучей дают полное основание считать применение бетатрона для лечения больных с глубоко расположенными опухолями делом первостепенной важности. Кроме того, бетатрон оказывается весьма полезным аппаратом в вопросе изучения тотального облучения живого организма.

Коллимирование пучка γ -лучей

Терапевтическое применение бетатрона требует наличия резко очерченного пучка лучей, за геометрическими границами которого доза излучения не должна превышать предельную безопасную дозу, составляющую по нормам 0,05 рентгена за один сеанс. Кроме того, может оказаться необходимым изменять поперечные размеры пучка в зависимости от величины облучаемой опухоли.

Для получения резко очерченного пучка лучей применяется система свинцовых диафрагм, так называемый коллиматор.

Вследствие высокой энергии бетатронных лучей толщина коллиматора в направлении распространения излучения достигает значительных размеров и в нашем случае равна 17 см. Распределение интенсивности излучения относительно оси пучка получается симметричным, если ось пучка точно совпадает с осью отверстия коллиматора. Процедура установки и регулирования коллиматора относительно оси пучка занимает много времени и требует кропотливой работы. Поэтому многократное повторение этой процедуры совершенно нецелесообразно.

Однако при необходимости изменить размеры сечения пучка мы должны поставить коллиматор с соответствующим отверстием. Чтобы

избежать непроизводительной затраты времени на юстировку коллиматора при смене поля облучения, центральная часть коллиматора изготовлена в виде отдельной втулки, которая может быть свободно заменена другой, с новым отверстием. При наличии набора готовых втулок с разными отверстиями мы имеем возможность в широких пределах изменять размеры поля облучения.

Поскольку излучение бетатрона распространяется преимущественно в направлении „вперед“, отпадает необходимость окружать мишень свинцом со всех сторон (как, например, при использовании радиоактивного препарата). Результаты измерения распределения интенсивности лучей в пространстве показали, что если коллиматор будет занимать в горизонтальной плоскости 24° , то в нем поглотится большая часть полного излучения бетатрона.

Сверхжесткое излучение бетатрона, проходя через диафрагму, выбивает из стенок последней большое количество вторичных электронов, которые „загрязняют“ пучок лучей, увеличивая поверхностную дозу. Наиболее удобно электроны удаляются из пучка магнитным полем, создаваемым системой катушек индуктивности, располагаемых на пути коллимированного пучка. Если коллиматор поместить ближе к мишени¹⁾, удаление электронов производится автоматически краевым полем намагничивающих катушек бетатрона. Стремление располагать коллиматор по возможности ближе к мишени оправдывается и тем, что размеры коллиматора соответственно уменьшаются, так как пучок около мишени имеет малое сечение. Однако чрезмерное приближение коллиматора к ускорительной камере может вызвать нарушение условий ускорения электронов вследствие наличия вихревых токов в материале коллиматора, могущих вызвать искажение магнитного поля в рабочей зоне. В целях уменьшения вихревых токов в коллиматоре его следует набирать из тонких листов свинца. Возможно изготовление коллиматора из сплошного свинцового блока при условии, что коллиматор располагается достаточно далеко от рабочей зоны бетатрона (порядка 10 см), что и было сделано в настоящей работе.

Расчет и конструкция коллиматора

Основой для расчета коллиматора является пространственная картина распределения излучения бетатрона, определяемая экспериментально. Предварительный расчет может быть произведен либо на основе теоретической картины распределения лучей, либо на основе экспериментальных данных, полученных ранее на аналогичных установках.

Пространственное распределение излучения нашего бетатрона было определено автором экспериментально и приведено в табл. 1.

Таблица 1

Градусы	0	5	10	15	20	25	30	40	90	180
% влево от оси пучка	100	82,0	50,05	32,3	22,2	15,1	12,9	9,7	2	0,03
% вправо от оси пучка	100	86,6	72,6	50,5	38,3	24,2	21,0	14,2	2	0,03

¹⁾ Под мишенью подразумеваем вольфрамовую пластинку, на которую производится „сброс“ ускоренных электронов и последующее их торможение, т. е. источник сверхжесткого рентгеновского излучения.

Здесь интенсивность излучения для различных углов приводится в процентах от интенсивности на оси пучка, принятой за 100%.

Ослабление интенсивности излучения в поглотителе с учетом закона „обратных квадратов“ выражается известным уравнением

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x} \left(\frac{f}{f+x} \right)^2, \quad (1)$$

где I_0 — интенсивность „падающего“ (первичного) излучения в данной точке,

I_x — интенсивность в той же точке при наличии на пути лучей слоя поглотителя толщиной x ,

μ — коэффициент ослабления лучей в материале поглотителя,

f — расстояние от источника излучения до поглотителя.

Уравнение (1) справедливо для монохроматического излучения. Применение его в расчетах с излучением сплошного спектра возможно при условии, что коэффициент ослабления для излучения данного состава и данного поглотителя определен экспериментальным путем.

Из (1) после логарифмирования и упрощения находим толщину слоя поглотителя:

$$x = \ln \frac{I_0}{I_x} \cdot \frac{1}{\mu}. \quad (2)$$

Задаваясь целью снизить уровень излучения за пределами коллимированного пучка до 0,05% от интенсивности на оси пучка по формуле (2) находим толщину свинцового коллиматора в области, непосредственно прилегающей к пучку лучей. Эта толщина равна 15,5 см. В практически выполненном коллиматоре его толщина составляет 17 см.

Конструкция коллиматора и его размеры представлены на рис. 1. Здесь 1—коллиматор, 2—сменная часть коллиматора.

Коллиматор располагается между катушками электромагнита и привинчивается к специальной раме, закрепляемой на магнитопроводе. Крепление коллиматора позволяет регулирование его положения для совмещения осей пучка лучей и коллиматора. Необходимо отметить, что при регулировке коллиматора относительно оси пучка следует пользоваться перстковой ионизационной камерой с толстыми стенками. Излучение бетатрона, проходя в отверстии коллиматора, выбивает из его стенок большое количество вторичных электронов и дает мягкое рентгеновское излучение, которое регистрируется тонкостенной ионизационной камерой и сильно затрудняет процедуру установки коллиматора. Эти вторичные излучения имеют весьма невысокую энергию и отфильтровываются алюминием толщиной 1 мм. Применение толстостенной ионизационной камеры (толщиной стенки 3,3 см для нашего бетатрона) избавляет от необходимости фильтровать излучение при установке коллиматора.

На рис. 2 представлено распределение излучения, полученное с нашим коллиматором. Кривая 1—без коллиматора. Наличие сменной центральной втулки коллиматора позволяет быстро изменять размеры сечения поля облучения.

Фильтрация пучка лучей бетатрона

Вследствие резкой направленности излучения бетатрона распределение его по сечению коллимированного пучка оказывается крайне неравномерным. В нашем случае доза у края пучка составляет 66% от значения дозы на оси пучка.

Если пучок лучей предназначается для терапии, такая неравномерность излучения по поверхности поля облучения недопустима, так как создает неодинаковое облучение участков ткани, охватываемых сечением пучка.

Для устранения этой неравномерности мы применили медный выравнивающий фильтр специальной конфигурации.

В связи с высокой энергией излучения бетатрона по сравнению с обычными рентгеновыми лучами вопрос о выборе материала фильтра приобретает особо важное значение. Широко распространенный в рентгенотехнике материал для фильтра—свинец при бетатронном излучении оказывается неудовлетворительным по следующим причинам. Ослабление излучения в свинце обусловливается фотоэлектрическим поглощением квантов, когерентным и некогерентным рассеянием их. Эти процессы являются убывающими функциями энергии излучения, и при достижении энергии квантов 1 Мэв возникает новый процесс—образование пар электрон-позитрон. Рождение пар—функция, возрастающая с увеличением энергии квантов и при нескольких Мэв становится преобладающей в процессе ослабления интенсивности излучения при прохождении излучения через свинец. Благодаря такой зависимости указанных процессов от энергии излучения свинец наиболее легко пропускает лучи с энергией около 3 Мэв и для радиации с большим значением энергии не является хорошим фильтром. Средняя энергия излучения после прохождения через слой свинца становится меньше. Процесс образования пар усиливается с возрастанием атомного номера элемента, поэтому такая картина ослабления лучей имеет место для всех тяжелых элементов.

Поэтому для эффективного фильтрования лучей высокой энергии желательно применять легкие элементы—алюминий или углерод (графит), для которых эффективное сечение процесса образования пар невелико. Однако для того, чтобы заметно ослабить лучи алюминиевым или графитовым фильтром, потребуется весьма большая толщина фильтра на оси пучка, что делает фильтр очень неудобным в эксплуатации.

Медь имеет промежуточный атомный номер между свинцом и углеродом и обладает хорошим свойством: ослабляет излучение равномерно в области от 5 до 25 Мэв , оставляя спектральный состав излучения почти неизменным. Толщина медного слоя, необходимого для ослабления излучения, невелика, фильтр получается очень компактным, легко и просто укрепляется в специальном пазу коллиматора и может быть изготовлен в любой механической мастерской. Поэтому мы выбрали медь в качестве материала для изготовления фильтра.

Выравнивающий фильтр помещается на пути коллимированного пучка лучей, полностью перекрывая его сечение. Применяя фильтр, мы задаемся целью снизить интенсивность излучения в пучке до определенного значения в любой точке его сечения. Так как интенсивность лучей падает по мере удаления от оси пучка, толщина фильтра получается наибольшей на оси пучка, затем постепенно понижается и у края сечения пучка имеет минимальное значение. Таким образом, выравнивающий фильтр должен иметь вид усеченного конуса, подобного кривой распределения излучения в коллимированном пучке, показанном на рис. 2. На основании этой кривой мы произвели предварительный расчет медного выравнивающего фильтра, воспользовавшись аналитически вычисленным значением коэффициента ослабления излучения в меди. Повторный расчет фильтра, произведенный с применением экспериментально найденного значения коэффициента ослабления в меди, дал результаты, хорошо согласующиеся с результатами первого расчета. Расчетный профиль сечения выравнивающего фильтра по продольной оси дан на рис. 3 (1).

Впоследствии фильтр подвергается экспериментальной проверке и корректированию. Наш фильтр изготовлен в виде пирамидки из медных дисков, толщиной 1,5 мм. Диаметр наибольшего диска составляет 43 мм. Будучи помещенным в специальный паз коллиматора, диск перекрывает

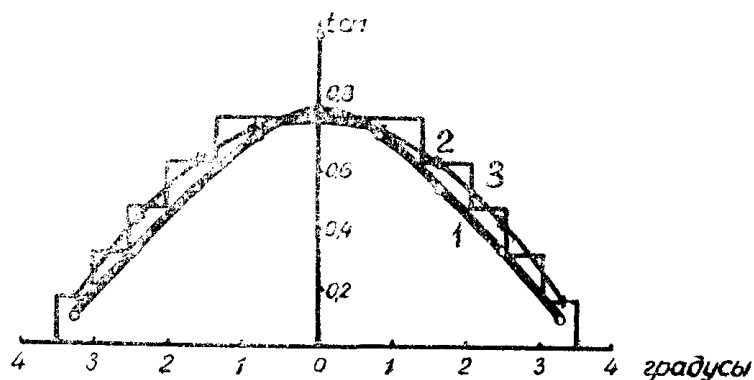


Рис. 3

пучок лучей полностью. Максимальная толщина экспериментально подобранного фильтра равна 7,5 мм.

В табл. 2 приведены размеры выравнивающего фильтра в зависимости от оси пучка, полученные аналитическим путем и в результате экспериментов. Сравнение приведенных данных указывает на хорошее совпадение расчетных и экспериментальных значений.

Таблица 2

Расстояние от оси, см	0	0,5	1,0	1,5	2,0
Угол	0	50'	1°50'	2°50'	3°50'
Толщина (расчет)	0,77	0,694	0,518	0,318	0,092
Толщина (эксперимен.)	0,75	0,72	0,61	0,4	0,15

На рис. 3 (2 и 3) показан профиль использованного в работе медного фильтра, а на рис. 4 (1)—распределение излучения по сечению коллимиро-

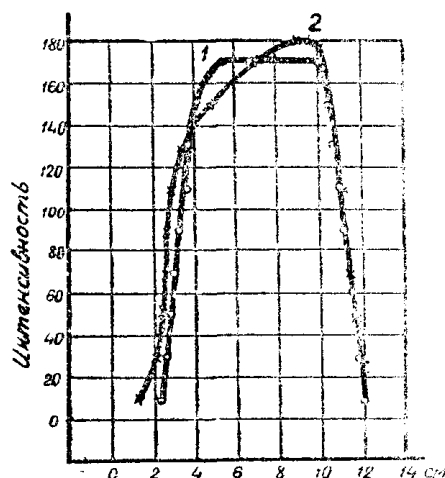


Рис. 4

ванного пучка после фильтрации. Полученное распределение можно считать вполне удовлетворительным для применения пучка в целях глубокой

терапии, так как здесь интенсивность достигает максимального значения на расстоянии 5 мм от края пучка и затем остается постоянной, образуя своеобразное „плато“. При установке фильтра необходимо точно совмещать его ось с осью пучка лучей, так как даже незначительное отклонение оси фильтра от оси пучка (3–4 мм) вызывает резкое искажение симметричного распределения излучения по сечению пучка, рис. 4 (2).

Распределение изодоз излучения бетатрона в физиологической среде

Количественное определение дозы излучения внутри организма затруднительно, и практически измерения производятся на моделях человеческого тела—фантомах. Фантомы изготавливаются из материалов, плотность которых близка к плотности физиологической ткани. Такими материалами являются бакелит, прессованное дерево, плексиглас, вода. Мы использовали для измерений воду в качестве среды, заменяющей физиологическую ткань. Вода была налита в текстолитовый бак, пучок входил в фантом через алюминиевое окно с толщиной стенки 0,5 мм. Измерения в водяном фантоме производились с помощью наперстковой ионизационной камеры с графитовыми стенками толщиной 3 мм и рабочим объемом в 1 см³. Дозы излучения измерялись в направлении распространения излучения в зависимости от толщины слоя воды и в направлении, перпендикулярном распространению лучей на разных глубинах, в зависимости от угла между осью пучка и данным направлением в горизонтальной и вертикальной плоскостях. Специальное приспособление позволяло с помощью дистанционного управления перемещать детектор излучения в пучке ступенями по 2 мм.

Измерения дозы излучения в зависимости от толщины слоя воды показали, что максимальная доза получается на глубине 20 мм под поверхностью воды, рис. 5. Доза на поверхности фантома по техническим причинам не была измерена.

По результатам измерения излучения построены кривые распределения изодоз в воде, рис. 6 (2). Для сравнения приведено распределение изодоз рентгеновской установки с энергией излучения 400 кВ, рис. 6 (1).

Из сопоставления графиков видно, что глубинные дозы для излучения бетатрона значительно выше, чем для рентгеновской установки. Повышенная глубинная доза позволяет сообщить на опухоль гораздо большие дозы, чем при обычной рентгеновской терапии. Кроме того, при глубокой терапии часто пользуются методом перекрестного облучения с отдельным местоположением входа и выхода пучка. При применении бетатрона это даст возможность создать в области пересечения пучков очень большую дозу, тогда как общая доза во всех остальных вместе взятых участках облучаемого тела не будет превышать 10% от максимальной.

Предварительный подсчет глубинной дозы излучения может быть произведен аналитическим путем [2]. Мы не проводим здесь расчеты по соображениям экономии места.

Защита обслуживающего персонала и пациента от вредного действия рассеянного излучения производится с помощью специально сконструированных свинцовых экранов, закрывающих бетатрон с передней стороны. Конструирование и расчет защитных приспособлений изложены в работе [3].

Взаимное расположение коллиматора, фильтра, защитных экранов и деталей бетатрона схематически показаны на рис. 7. На нашем бетатроне совместно с сотрудниками Томского медицинского института был проведен цикл работ по исследованию действия излучения на организм животных, а также на микроорганизмы. Эти исследования дали интересные результаты.

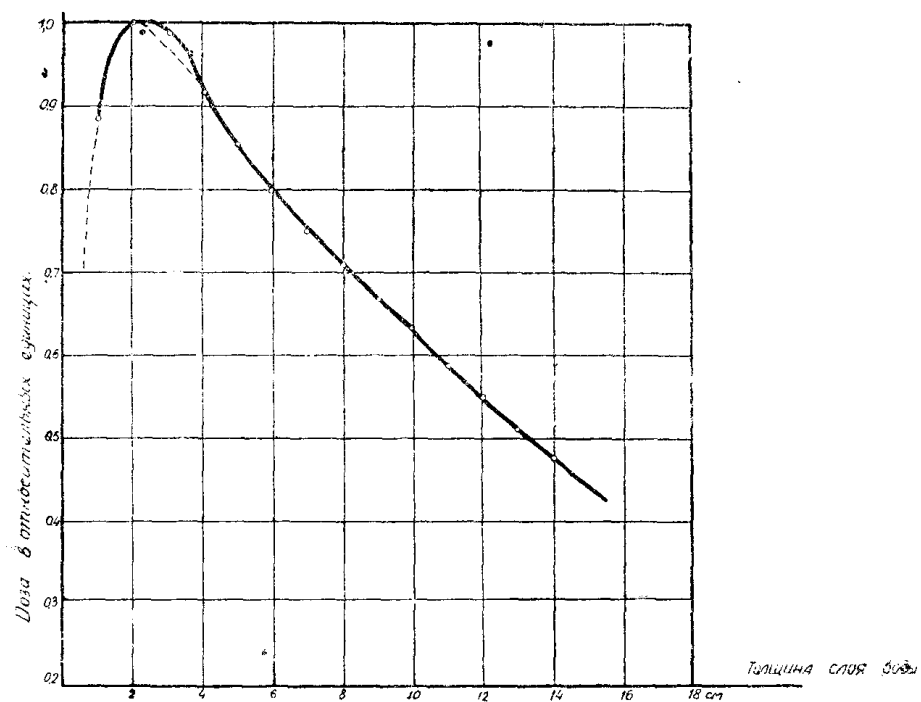


Рис. 5

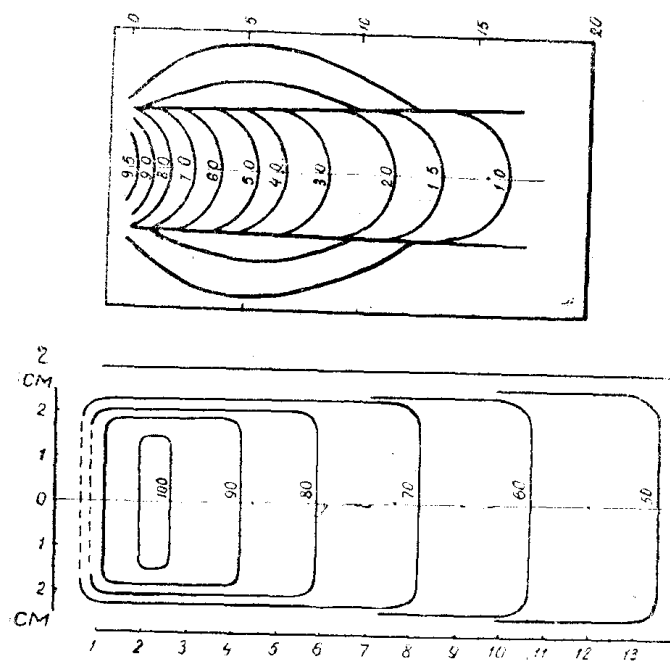


Рис. 6. Толщина слоя воды в см

В заключение следует сказать, что бетатроны как источники сверх- жесткого рентгеновского излучения могут и должны найти себе широкое применение в советской медицине для лечения злокачественных опухолей. Для этого нужно ознакомить широкие круги медицинских работников с

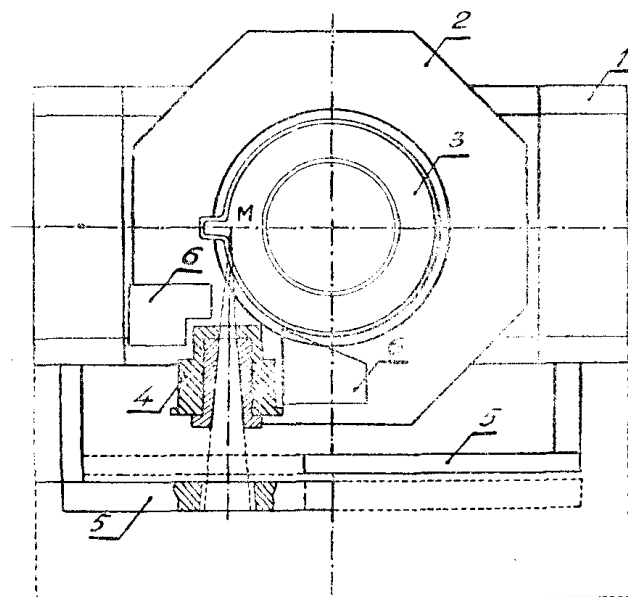


Рис. 7. Схема расположения деталей бетатрона
М—мишень, 1—магнитопровод, 2—катушка электромагнита, 3—вакуумная тороидальная камера, 4—коллиматор, 5—свинцовые защитные экраны, 6—блоки из плексигласа для поглощения рассеянных излучений и электронов

с преимуществами бетатронных лучей в терапии, с результатами клинического применения бетатрона за рубежом, а также с работами, проводимыми в Советском Союзе.

ЛИТЕРАТУРА

1. Москалев В. А. Установка для терапии глубоко расположенных опухолей. Врачебное дело № 4, Медгиз, 1954.
2. H. E. Johns., et. al. Depth dose data and isodose distribution for radiation from a 22 mev betatron. Am. J. Rad., Roent. **62**, 257, 1949.
3. Москалев В. А. Разработка бетатрона для медицины и биологии. Диссертация г. Томск, 1953.