

Описываемый ускоритель отличается конструктивно от разработанных ранее машин такого типа использованием вакуумноплотного ускоряющего волновода, компактных фокусирующих катушек из алюминиевой фольги и некоторых других усовершенствований, введенных с целью увеличения надежности.

Диафрагмированный волновод изготавливается методом электроформирования, необходимое рабочее разрежение порядка  $10^{-6}$  торр в нем создается с помощью титановых ионно-сорбционных насосов, разработанных в МИФИ. Использование металлических уплотнений, хорошая герметичность ускоряющей системы и небольшой объем приближают установку к отпаиваемым системам и значительно облегчают достижение рабочего вакуума. Кроме того, безмасляная откачка существенно повышает надежность работы ускорителя.

Установка состоит из трех блоков: 1) ускорителя размерами  $3200 \times 600 \times 1200$  мм, весом 1600 кг; 2) пульта управления размерами  $2000 \times 750 \times$

$\times 1400$  мм, весом 450 кг; 3) модулятора промышленного изготовления размерами  $5800 \times 2150 \times 3100$  мм.

Ускоритель снабжен проходными «прозрачными» датчиками измерения тока и выходной энергии, регистрирующими выходные параметры без нарушения технологического режима облучения.

Управление ускорителем, ввод его в эксплуатационный режим работы, остановка и аварийное отключение могут производиться автоматически.

Внешнее конструктивное оформление установки осуществлялось совместно с сотрудниками Художественного фонда СССР, а изготовление узлов ускорителя производилось в экспериментально-производственных мастерских МИФИ.

В настоящее время ЛЭУ У-27 демонстрируется на ВДНХ, а затем будет установлен в одном из научно-исследовательских институтов страны.

О. А. ВАЛЬДНЕР, Е. Г. ЦЯТНОВ, В. Д. СЕЛЕЗНЕВ

## Линейный ускоритель электронов для медицинских целей

В 1967 г. в Институте онкологии и медицинской радиологии Министерства здравоохранения БССР (Минск) введен в эксплуатацию первый линейный ускоритель электронов на энергию 35 Мэв, снабженный рентгеновской и электронной головками (см. рисунок).

В стадии пуска находятся еще два аналогичных ускорителя в Ленинграде и Обнинске.

Ускоряющая система такого ускорителя — это две секции диафрагмированных волноводов с предгруппирователем так называемого клистронного типа. Рабочая частота около 2800 Мгц. Питание обеих секций и предгруппирователя от одного клистронного усилителя (КИУ-12А) повышает стабильность работы ускорителя, особенно в случае возбуждения клистрона магнетронным генератором, как это имеет место в описываемой машине. Надежность и стабильность работы ускорителя обеспечены также применением ферритового вентиля в тракте возбуждения клистрона, карборундовых высокочастотных нагрузок сечением  $90 \times 45$  мм<sup>2</sup>, клиньев из ситалла в фазовращателях, титановых магниторазрядных насосов и переводом волноводного тракта на работу под давлением (азот, 6 атм).

Ускоритель работает вполне надежно и стабильно по 10—12 ч в сутки без аварийных выключений. Климатронный усилитель также работает в облегченном режиме; для ускорения электронов до 25—27 Мэв клистрон должен дать мощность всего 12—13 Мвт, а ускорение до 35 Мэв при токах, необходимых для работы с электронной головкой, не представляет труда.

При высоких энергиях выход тормозного излучения (фильтрованного) значительно выше, чем требуется для работы. Так, при энергии электронов 25 Мэв и среднем токе 10 мка на выходе рентгеновской головки получено 1200 р/мин на расстоянии 1 м от мишени. Повторяемость результатов от включения к включению лежит в пределах 4—5%. При этом неравномерность распределения интенсивности по полю облучения не более 10%. Электронный пучок на выходе из ускорителя не превышает 6 мм в диаметре и практически сохраняется таким до электронной головки при

услowie тщательного размагничивания железных масс на пути пучка электронов.

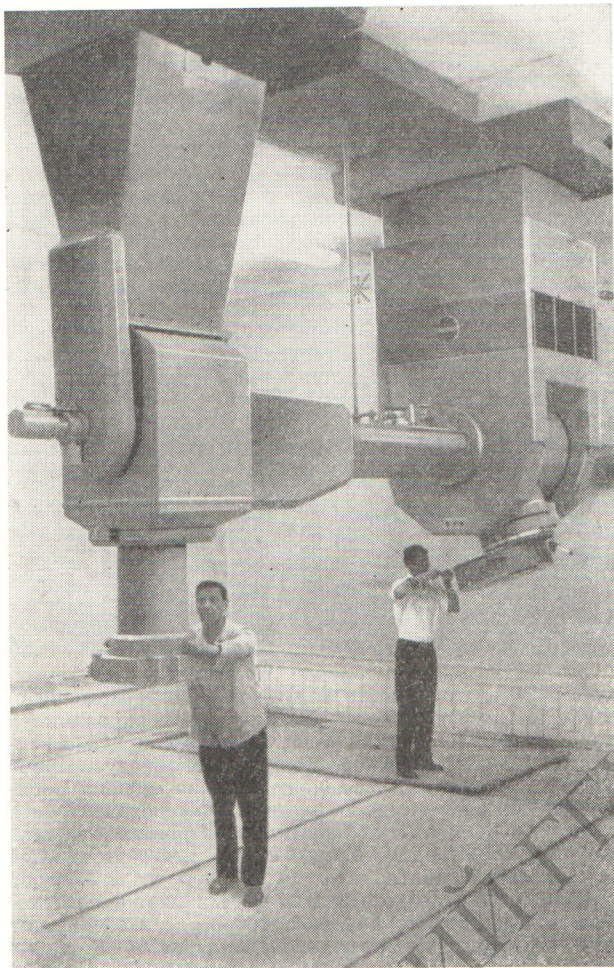
В рентгеновской головке генерируется и формируется поток тормозного излучения. С помощью поворотно-фокусирующего магнита электроны направляются на золотую мишень толщиной 8,5 мм. Так как в конструкции рентгеновской головки не предусмотрена возможность замены мишеней, толщина мишени выбиралась из расчета полного поглощения электронов с энергией 20 Мэв. При работе с электронами меньших энергий, естественно, будет иметь место некоторая потеря интенсивности излучения.

Камера поворотного магнита составляет одно целое с магнитом. Радиус поворота 100 мм, угол поворота 90°. Повернутый пучок электронов выводится на мишень через фольгу. Мишень изолирована от головки, что позволяет контролировать величину приходящего на нее электронного тока.

Предварительное формирование потока тормозного излучения на максимальном поле облучения производится свинцовым коллиматором толщиной 150 мм, установленным непосредственно за мишенью. Окончательное формирование полей разных размеров и формы производится сменными свинцовыми диафрагмами, установленными по ходу пучка за выравнивающими фильтрами. Образующие конуса коллиматора и всех диафрагм сходятся в одну точку на мишени. Головка укомплектована выравнивающими фильтрами на энергии 10, 15, 20 и 25 Мэв, для которых по конструктивным и технологическим соображениям был выбран алюминий.

В конструкции головки предусмотрена возможность ее поворота на угол от  $-30$  до  $+45^\circ$  относительно вертикали.

Интенсивность тормозного излучения измерялась наперстковой ионизационной камерой объемом 2 см<sup>3</sup> со специальными насадками, обеспечивающими равновесную толщину стенки для заданных энергий. Результаты измерений показали, что при энергии электронов на выходе ускорителя 10, 15, 20, 25 Мэв интенсивность фильтрованного тормозного излучения на расстоянии 1 м от мишени, отнесенная к 1 мка



Общий вид электронной и рентгеновской головок ускорителя.

электронного тока, составляет соответственно 16, 45, 70, 120 *p/мин.*

Электронная головка включает в себя целую систему устройств, обеспечивающих поворот и рассеяние электронного пучка на облучаемую площадь. Здесь используется магнитная система рассеяния пучка электронов при одновременном «вырезании» с помощью диафрагм полей требуемых размеров. Магнитная система состоит из двух пар квадрупольных линз и поворотно-рассеивающего магнита. Первый алюминиевый коллиматор установлен на расстоянии  $\sim 1,5$  м от первой пары линз и «вырезает» среднюю часть рассеянного пучка с наиболее равномерным распределением интенсивности. Режимы работы второй пары линз и магнита подбираются таким образом, чтобы на расстоя-

нии  $\sim 1$  м от выходного среза магнита в поле площадью  $200 \times 200$  мм<sup>2</sup> неравномерность в потоке электронов не превышала 20%. Необходимый для лечения размер поля облучения «вырезается» коллимирующей системой, состоящей из алюминиевого входного коллиматора и алюминиевого цилиндра длиной  $\sim 800$  мм с подрезающими подвижными диафрагмами на конце. Для уменьшения выхода тормозного излучения и вторичных электронов диафрагмы набираются из нескольких слоев различных материалов (алюминия, латуни, свинца), причем края свинцовой пластины выступают внутрь на 6 мм. Снаружи цилиндр также покрыт слоем свинца. Размеры поля облучения могут плавно меняться в пределах от  $40 \times 40$  до  $200 \times 200$  мм.

Относительный вклад сопутствующего электронному потоку тормозного излучения от фольги ионизационной камеры и других элементов головки не превышает 3%. Вклад нейтронов оценивается в 2 *бэр* на 10 000 *рад* от электронов.

При проектировании коллимирующей системы электронной головки особое внимание уделялось получению полей с минимальными попутями. Так, для максимального поля  $200 \times 200$  мм<sup>2</sup> спад интенсивности на границе поля от 90 до 10% происходит на длине не более 2 см.

Управление ускорителем осуществляется с технологического пульта, управление электронной и рентгеновской головками — с пульта оператора. Оператор, видя сигнал готовности ускорителя к работе в заданном режиме, включает модулятор источника электронов, т. е. дает в электронную или рентгеновскую головку электронный пучок с желаемой частотой повторений. Интегрирующие блоки при ионизационных камерах электронной или рентгеновской головки подают сигналы в блок дозатора излучения, смонтированный в пульте оператора. Количество поступивших сигналов пропорционально дозе. Как только заданная величина дозы будет набрана, дозатор автоматически выключит электронный пучок ускорителя. Чтобы гарантировать больного от переоблучения, оператор устанавливает не только дозу, но и время облучения. Если ускоритель не выключился дозатором после набора заданной дозы, он отключится через заданное время. В случае возникновения ситуации, которую оператор сочтет опасной, он может в любой момент немедленно выключить ускоритель, а дозатор зафиксирует уже набранную дозу.

Переключение энергетических диапазонов в системе измерения дозы пока производится вручную, но предусматривается в ближайшее время автоматизировать и эту операцию, чтобы избежать случайной ошибки оператора.

В заключение необходимо отметить, что большой вклад в создание линейного ускорителя для медицинских целей внесли Ю. П. Щепин, В. К. Хохлов, А. Н. Семенов, В. М. Николаев, В. И. Мунтян, И. А. Прудников, Ю. А. Мамышев, И. П. Шведчиков, Ю. В. Перескоков, А. В. Степанов, Б. П. Ангелов и др.

В. М. ЛЕВИН, В. В. РУМЯНЦЕВ, И. Л. ЧУБИНСКАЯ,  
Н. Н. АЛЕКСАНДРОВ, И. Г. ЖАКОВ