

БЕТАТРОН НА ЭНЕРГИЮ 10 МЭВ С ЭЛЕКТРОННЫМ ПУЧКОМ ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

*В.Л. Чахлов, А.А. Филимонов, М.М. Штейн
В.Б. Сорокин, В.А. Лисин, Л.И. Мусабаева, Ж.А. Жогина
г. Томск, Россия*

Разработан новый бетатрон трехстоечной конструкции с выведенным электронным излучением, более совершенный по сравнению с шестистоечными. Бетатрон успешно применялся отделением радиационной терапии НИИ онкологии. Результаты работы будут использованы при модернизации бетатрона для получения более высоких функциональных параметров.

В лучевой терапии в зависимости от решаемых задач применяются различные виды излучений.

Наиболее широко используется фотонное излучение: гамма-излучение изотопов и тормозное излучение ускорителей, являющееся оптимальным при облучении преимущественно глубоко залегающих опухолей. Большая проникающая способность фотонного излучения всегда приводит к некоторому лучевому поражению здоровых тканей, расположенных до и после опухоли. Методики многопольного и динамического облучения позволяют, в основном, наиболее выгодным образом распределить лучевую нагрузку на организм, оставляя ее значительной.

Применение электронного излучения ускорителей, создающего ограниченное по глубине дозное поле, за пределами которого облучение практически отсутствует, значительно уменьшает лучевую нагрузку. Для облучения новообразований любой локализации используют электроны с энергией до 25 МэВ, генерируемые наряду с тормозным излучением на универсальных линейных ускорителях нового поколения. Линейные ускорители – дорогостоящие аппараты, требующие для своего размещения специальных помещений, затраты на строительство которых кратны стоимости ускорителя.

Вместе с тем разработаны эффективные методики лучевой терапии, которые сочетают применение тормозного излучения линейных ускорителей на энергию до 6 МэВ, гамма излучения изотопных установок, с применением пучков электронов с энергией 6–10 МэВ. Источником электронов в этом случае может служить бетатрон.

В НИИ интроскопии при ТПУ создан ряд бетатронов, источников терапевтических электронных пучков, отличающихся компактностью, большим ресурсом работы, которые успешно эксплуатируются в помещениях с минимальным дооборудованием элементами радиационной защиты.

С 1976 года в клиниках СибГМУ для лечения поверхностных новообразований – бетатрон на энергию ускорения до 6 МэВ [1, 2]. Терапевтический пучок бетатрона обеспечивает дозные поля размерами до 6 см × 8 см на основе естественной расходимости выведенных из ускорительной камеры электронов. Мощность дозы на РИП=50 см – 1,5 Гр/мин при частоте импульсов излучения 50 Гц с синусоидальным питанием электромагнита.

В 1990 году НИИ интроскопии изготовил и установил непосредственно в операционной НИИ онкологии Томского научного центра СО РАМН бетатрон для интраоперационного облучения [3]. Этот бетатрон отличается от предыдущего мощностью дозы до 5–6 Гр/мин за счет введения импульсного питания с частотой 100 Гц и гребневой конструкции полюсов, что дает возможность существенно сократить длительность сеанса интраоперационного облучения, однократная доза которого достигает 20 Гр. Равномерные дозные поля размерами до 12×8 см с высокими периферийными градиентами формируются коллимированием выведенного электронного излучения. Бетатрон снабжен набором коллиматоров и специальным узлом для их быстрой соосной пристыковки. Технологию интраоперационного облучения в процес-

се проведения операции в обычной операционной удалось осуществить благодаря малым габаритам и малому весу излучателя бетатрона, и малой интенсивности фонового излучения в процессе сеанса облучения. В большинстве клиник процесс интраоперационного облучения включает транспортировку пациента под наркозом из операционной на ускоритель и обратно.

Эти два бетатрона с шестистоечной конструкцией магнитопровода на энергию ускорения 6 МэВ позволяют эффективно проводить облучение в случаях, когда зона опухолевого поражения по ходу пучка электронов не превышает 1,8 см. Для реализации более глубокого облучения с размерами равномерных дозных полей 10 см x 10 см и больших в 90-е годы разработан бетатрон с трехстоечным магнитопроводом [4] на энергию ускорения 10 МэВ с частотой следования импульсов излучения 150 Гц и мощностью дозы выведенного электронного излучения 8–12 Гр/мин на расстоянии 80 см от ускорительной камеры. Глубина залегания 80 % изодозы –2,5 см.

Бетатрон имеет систему автоподстройки максимальной мощности дозы и в соответствии с требованиями МЭК к медицинским ускорителям оснащен двойной системой мониторинга дозы и мощности дозы и системой непрерывного отслеживания равномерности дозного поля и блокировки процесса облучения в случае возникновения недопустимой неравномерности на основе позиционно-чувствительной проходной ионизационной камеры, блокировками по дозе и предельному времени облучения, системой автоконтроля энергии ускорения. Высокая линейность проходной ионизационной камеры специальной конструкции [5] обеспечивает независимость погрешности калибровки монитора дозы по терапевтическому дозиметру от флуктуаций мощности дозы от импульса к импульсу излучения.

Бетатрон закреплен в устройстве перемещения с возможностью вертикального перемещения и поворота вокруг вертикальной оси и вокруг горизонтальной оси, перпендикулярной медианной плоскости бетатрона. Для укладки пациента используется медицинская кушетка на колесных опорах.

Выведенное электронное излучение бетатрона позволило сформировать терапевтические дозные поля с необходимыми размерами в плоскости ускорения и с размерами до 6 см в перпендикулярной к ней плоскости. Бетатрон оснащен набором коллиматоров 5 см × 5 см, 6 см × 8 см и 6 см × 10 см.

Несмотря на эти функциональные ограничения медицинский бетатрон успешно эксплуатировался с 2001 года в течение нескольких лет отделением радиационной терапии НИИ онкологии в сотрудничестве с НИИ ИН.

Опыт радиотерапевтов НИИ онкологии при лечении больных с различными локализациями злокачественных новообразований показал удовлетворительную переносимость лучевой терапии быстрыми электронами, минимальное число местных лучевых реакций и отсутствие выраженных лучевых повреждений нормальных тканей в отдаленный период наблюдения. Лучевая терапия ускоренными до 10 МэВ электронами использовалась в самостоятельном варианте и в сочетании с гамма-терапией при комбинированном лечении онкологических больных.

В 2002 году был обобщен первый опыт применения бетатрона в комплексном лечении больных ранними формами рака молочной железы после органосохраняющих операций. Применялись дозные поля 6 см x 8 см и 6 см x 10 см в режиме фракционирования: РОД 3–4 Гр, кратность – 3 фракции в неделю. При проведении послеоперационного курса электронной терапии СОД составляла 40–45 Гр по изоэффекту. При смешанной гамма-электронной терапии доза электронов на ложе опухоли составляла 15–18 Гр по изоэффекту. Результаты по безрецидивной, безметастической и общей выживаемости после проведения лучевой терапии с применением быстрых электронов сравнивали с аналогичными показателями выживаемости за двухлетний период наблюдения после проведения комплексного лечения с использованием стандартного курса дистанционной гамма-терапии с СОД-55 Гр. Анализ показал, что ни у одной больной, получавшей электронную или сме-

шанную гамма-электронную терапию, за двухлетний период наблюдения не было выявлено местного рецидива опухоли, тогда как среди больных, получавших только послеоперационную гамма-терапию на область оставшейся молочной железы в СОД-55 Гр, лишь при РМЖ T1N0M0 двухлетняя выживаемость без признаков рецидива опухоли была равна 100 %. При других стадиях эти показатели снижались. Аналогичные результаты были получены и в отношении отдаленных метастазов опухоли. Все больные, получавшие электронную и гамма-электронную лучевую терапию, пережили двухлетний период наблюдения. Частота местных лучевых реакций кожи, слизистых оболочек была достоверно выше у больных при использовании стандартного курса дистанционной гамма-терапии, чем при проведении смешанной гамма-электронной терапии.

Таким образом, клиническая апробация методики послеоперационной электронной терапии на ложе удаленной опухоли у 50 больных ранними формами РМЖ на медицинском бетатроне с энергией ускорения 10 МэВ в отдельном варианте и в сочетании с гамма-терапией на область оставшейся молочной железы прошла успешно. Клинические данные на наличие рецидивов и метастазов опухоли при двухлетнем сроке наблюдения у больных отсутствовали. В то же время снижена лучевая нагрузка на пациенток в процессе лечения.

Вместе с тем выявились функциональные недостатки медицинского бетатрона.

Конструкция магнитопровода этого бетатрона по сравнению с шестистоечными позволяет получать симметричные дозные поля значительно больших размеров в плоскости ускорения за счет, в основном, естественной расходимости выведенного электромагнитным способом пучка. Однако в плоскости, перпендикулярной плоскости ускорения расходимость пучка, обусловлена только рассеянием электронов при прохождении материала выводного окна ускорительной камеры, определяется соотношением между энергией электронов и толщиной выводного окна и недостаточна для получения больших размеров дозных полей. Ограниченные размеры дозных полей и неизменная ориентация меньшего размера дозного поля вдоль горизонтали затрудняет облучение при произвольной ориентации поверхности облучаемой области тела пациента, из-за чего в ряде случаев приходилось стыковать дозные поля, что не исключало неравномерность облучения и усложняло оценку дозы на границе полей.

Сильно затрудняло работу на установке наличие только ручных приводов перемещения, отсутствие шкал отсчета угловых и линейных перемещений, световой имитации поля облучения и оптического дальномера РИП. Очень велик шум установки. Отсутствует система планирования сеансов облучения. В этом установка пока сильно отличается от серийных медицинских ускорителей.

Эти недостатки установки могут быть устранены при тесном сотрудничестве НИИ ИН и НИИ онкологии, имеющего сейчас современную дозиметрическую аппаратуру.

Список литературы

1. Беляев Н.В., Чахлов В.Л., Лисин В.А. Применение малогабаритного бетатона с выведенным электронным пучком для лечения поверхностных новообразований. – Доклады III-его Всесоюзного совещания по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве. – Л., 1979. – Том 3. – С. 53–59.
2. Мусабаева Л.И., Лисин В.А., Кицманюк З.Д., Полищук П.Ф. Опыт применения малогабаритного бетатрона ПМБ – 6 Э для лучевого лечения онкологических больных // Мед. Радиология. – 1983. – № 4. – С. 11–15.
3. Зырянов Б.Н., Афанасьев С.Г., Завьялов А.А., Мусабаева Л.И. Интраоперационная лучевая терапия. – Томск: Изд-во СТТ, 1999. – 285 с.
4. Звонцов А.А., Казьмин В.П., Филимонов А.А. Магнитопровод бетатрона. Авторское свидетельство СССР N 1568877.
5. Сорокин В.Б. Прходная ионизационная камера. Патент РФ N 1771331.