

**ИССЛЕДОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ КЛИНИЧЕСКОГО ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА В
ТКАНЕЭКВИВАЛЕНТНОЙ СРЕДЕ ДЛЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ УСКОРИТЕЛЕЙ РАЗНОГО
ТИПА**

Я.Н. Сутыгина, Е.С. Сухих,

Научный руководитель: ст. препод., к.ф.-м.н.. Е.С. Сухих

Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

E-mail: yana.sutygina@mail.ru

**RESEARCH THE DESTRIUTION OF CLINICAL ELECTRON'S BEAM IN TISSUE-
EQUIVALENT ENVIRONMENT FOR DIFFERENT TYPES OF THERAPEUTIC
ACCELERATORS**

Y.N. Sutygina, E.S. Sukhikh,

Scientific Supervisor: PhD, E.S. Sukhikh,

Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

E-mail: yana.sutygina@mail.ru

***Abstract.** Presents the results of the relative dosimetry of the extracted betatron electron beam by means of polymer films in a tissue equivalent medium, the dosimetry of the electron beam of the Elekta Synergy linear accelerator, and the creation of a beam model in the PLUNC program.*

Введение. В современной онкологии успешно развивается метод интраоперационной лучевой терапии (ИОЛТ) - технически сложный метод лечения рака однократной высокой дозой ионизирующего излучения (10-20 Гр), когда доступ к опухоли обеспечивается хирургическим путем и облучается либо сама опухоль, либо ложе удаленной опухоли. Благодаря своим свойствам пучок быстрых электронов является наиболее оптимальным источником для данной терапии. Высокая терапевтическая эффективность электронной терапии, способность обеспечить летальное повреждение большого числа опухолевых клеток, снижающееся за счет фракционирования, возможность создания концентрации дозы на заданной глубине с резким ее падением за пределами мишени обеспечивают существенные преимущества ИОЛТ перед наружным облучением. Одной из важнейших проблем, мешающих широкому внедрению интраоперационного облучения в клиническую практику, является техническое обеспечение ИОЛТ. В зарубежных странах для ИОЛТ используют электронный пучок от линейных ускорителей, в России электронный пучок бетатронов, т.к. лечебные учреждения не располагают достаточным количеством линейных ускорителей для ИОЛТ из-за высокой стоимости. В последние годы в НИИ интроскопии при томском политехническом университете созданы малогабаритные бетатроны для ИОЛТ с фиксированной энергией пучка на основе серийно выпускающегося бетатрона, которые не имеют аналогов в мире среди ускорителей для данной терапии. В настоящее время разрабатывается источник электронного излучения на основе модернизированного бетатрона с переменной энергией выведенного пучка. Бетатрон удачно сочетает экономические и технологические достоинства,

проявляющиеся в относительной дешевизне ускорителя, простоте его эксплуатации и в достаточно высокой мощности поглощенной дозы в терапевтическом электронном пучке.

Первостепенной задачей лучевой терапии является соблюдение основного радиотерапевтического принципа: максимальное повреждающее действие на опухоль и уменьшение лучевой нагрузки на окружающие здоровые ткани. Поэтому для оптимального лечения доза излучения должна доставляться с высокой точностью и как можно более равномерна (не ниже -5% и не выше +7%), однако это требование не всегда выполнимо по техническим причинам [1]. В связи с этим, расчет планов облучения осуществляется с использованием специальных программ. Одной из таких программ является образовательная система планирования PLUNC. Данная система планирования позволяет создавать планы лечения для дистанционной лучевой терапии (ДЛТ) пучком фотонов с энергией 6 и 15 МэВ, а также существует возможность создавать модели фотонных и электронных пучков излучения линейных ускорителей на основе измеренных дозиметрических данных. Для успешного ввода в эксплуатации нового бетатрона ИОЛТ необходимо провести клиническую дозиметрию пучка, а также разработать модель пучка для дальнейшего планирования ИОЛТ. Так как программа PLUNC используется только для ДЛТ, поэтому изначально необходима проверка созданной модели электронного пучка линейного ускорителя Elekta Synergy и верификация на этом аппарате. А затем уже измерение дозиметрии электронного пучка бетатрона, создание его модели и верификация.

Материалы и методика исследований. С помощью пленки проведена относительная дозиметрия выведенного электронного пучка с энергией от 1.5 до 2.5 МэВ. Измерения глубинных распределения и поперечных профилей электронного пучка выполнены с помощью тканеэквивалентной полимерной плёнкой GAFROMIC EBT [2], которая укладывалась в твердотельный фантом для имитации тела пациента. Оптическая плотность считывалась цветным планшетным сканером Epson Perfection V750 Pro. С помощью плоскопараллельной ионизационной камеры проведена относительная дозиметрия выведенного электронного пучка линейного ускорителя Elekta Synergy с энергией 6 и 9 МэВ для ряда конусов: 21×21 см, 14.8×14.8 см, 10.4×10.4 см и 6.2×6.2 см. Все измерения характеристик электронного пучка выполнены с использованием водного фантома.

Результаты исследований. На рисунке 1 представлено двумерное распределение оптической плотности, которые получены для пучка с энергией 2.5 МэВ.

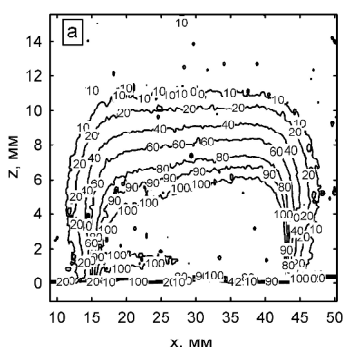


Рис. 1. 2-х мерное распределение относительной плотности, измеренное для пучка с энергией 2.5 МэВ, (z -глубина)

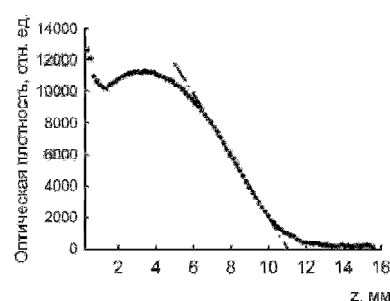


Рис. 2. Глубинное распределение относительной дозы в тканеэквивалентной среде для электронного пучка с энергией 2.5 МэВ ($x=0$)

На рисунке 2 представлено глубинное распределение измеренной оптической плотности, в распределении наблюдается резкий скачок оптической плотности на глубине 0.1–0.7 мм, который, объясняется поглощением электронов низких энергий, рассеянных на бериллиевой фольге выходного окна и других элементов конструкций выходного патрубку бетатрона. Координата z соответствует направлению вдоль распространения пучка (глубина). На глубине 1.3 мм начинается рост оптической плотности, который сменяется областью терапевтического плато. На больших глубинах следует линейный спад, характерный для электронного излучения, который сменяется экспоненциальным спадом, характерным для сопутствующего гамма-излучения. Величина наиболее вероятной кинетической энергии электронного пучка для практического диапазона равна 2.4 МэВ, что хорошо согласуется с оценкой, полученной из временных характеристик ускорения пучка в бетатроне.

На рисунке 3 представлены кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, измеренные ионизационной камерой в водном фантоме на бетатроне с энергией 6 МэВ для ряда конусов, поглощенная доза $R_{50}=2.5$ см. Во время эксперимента измерены величины относительной поглощенной дозы от электронного пучка энергией 6 МэВ на разной глубине для ряда конусов. По данным результатам построены дозовые профили пучков т.е зависимости поглощенной дозы от расстояния до оси пучка на определенной глубине водного фантома, профили пучка однородны и симметричны.

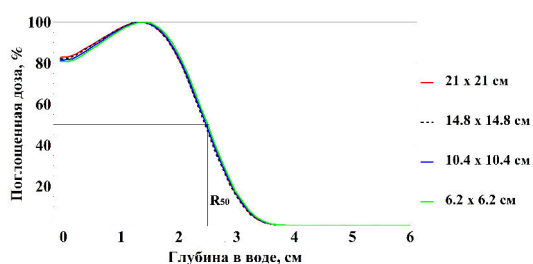


Рис. 3. Кривые глубинного распределения относительной поглощённой дозы, на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ для ряда конусов

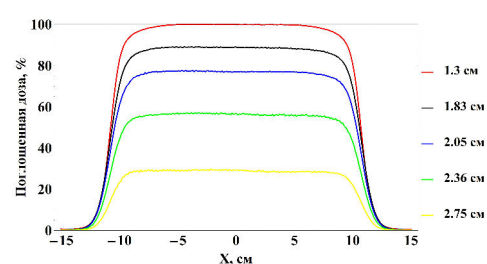


Рис. 4. Кривые распределения относительной поглощённой дозы, измеренные на линейном ускорителе Elekta Synergy с энергией 6 МэВ на различной глубине для конуса: 21×21 см

Из рисунка 4 видно, что с увеличением глубины количество поглощенной дозы уменьшается, на глубине 1.3 см поглощенная доза равна 100 %, а уже на глубине 2.75 см доза составляет 20 %. т.е 80 % дозы приходится на первые 2.5 см.

Заключение. Таким образом, проведенные исследования показали соответствие полученных глубинных и поперечных распределений электронного пучка обоих ускорителей международным стандартам: по плоскостности и симметричности пучка (профиль), глубине (все параметры соответствуют выбранной энергии). Данный прототип бетатрона может служить для изготовления бетатронов для клинического использования, в частности для ИОЛТ

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Труды 103 МКРЗ / Под ред. М.Ф. Киселёва и Н.К.Шандалы.. – М.: ООО ПКФ «Алана», 2009. – 67 с.
2. Куликова Е.С., Вагнер А.Р. Методика диагностики пучков рентгеновского и гамма излучения, измерения распределения дозы в водном фантоме с помощью полимерной плёнки GAFCHROMIC EBТ film // Сборник трудов V Международной научно-практической конференции «Физико – Технические проблемы атомной энергетики и промышленности». – г. Томск, 2010 г. – с. 71.