

АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ ЭЛЕКТРОННОГО ПУЧКА ЛИНЕЙНОГО УСКОРИТЕЛЯ НА СВОЙСТВА ТОРМОЗНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В КОНТЕКСТЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

*Г. Е. Горлачев^{а,1}, С. М. Полозов^б,
А. В. Далечина^{б,в}, А. И. Ксенофонтов^б, А. В. Кистенев^а*

^а ФГБУ НИИ нейрохирургии им. Н. Н. Бурденко, Москва

^б Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», Москва

^в ООО «Центр “Гамма-нож” Москва», Москва

В работе проведено исследование зависимости дозовых распределений от параметров пучка электронного ускорителя в случае радиотерапевтической установки типа CyberKnife (Accuray, США). Для описания электронного пучка проведено моделирование линейного электронного ускорителя и проанализированы распределения электронов в пучке на выходе ускорителя. В результате распределение электронов по радиусу аппроксимировалось экспонентой, а по энергии — моноэнергетическим и прямоугольным спектром. Расчеты дозовых распределений показали слабую зависимость глубинной дозы в фантоме от формы спектра пучка. Важным новым наблюдением является выраженная зависимость профиля радиационного поля от размера электронного пучка не только в полутени, но и в открытой части.

The paper presents investigation of influence of initial electron beam parameters on absorbed dose distribution using radiotherapy accelerator such as CyberKnife (Accuray, USA). Simulation of linear accelerator was performed for description of characteristics of the initial electron beam. The electron distributions in the beam at the linac output were analyzed. The radial distributions of electrons were assumed exponential, energy distributions were approximated by monoenergetic and rectangular spectra. No significant influence was observed in depth dose curves with respect to form of electron spectra. New considerable observation was dependence dose profile of size electron beam not only in penumbra region but also in open part.

PACS: 87.56.bd

ВВЕДЕНИЕ

Лучевая терапия предъявляет высокие требования к точности подведения дозы. Суммарная погрешность в абсолютной дозе не должна превышать 5%, включая погрешности измерений. Такую точность в произвольных клинических ситуациях нерегулярных полей и большой гетерогенности среды может обеспечить только метод Монте-Карло. Для его

¹E-mail: ggorlachev@nsi.ru

реализации требуется модель источника ионизирующего излучения. Наиболее общим подходом является прямое моделирование генерации излучения и его переноса внутри радиационной головки, подразумевающее знание параметров электронного пучка, произведенного ускорителем. Состояние и проблемы предметной области исчерпывающе изложены в обзоре А. В. Далечиной и др. [1]. Из-за обособленности областей ускорительной техники и радиационной дозиметрии специалисты в последней опираются на простые аппроксимации параметров ускоренного электронного пучка гауссовыми распределениями по энергии и радиусу. Одной из основных используемых в области дозиметрического моделирования является экспериментальная работа E. Loewenthal и др. [2]. В ней определен размер радиационного источника типичного медицинского линейного ускорителя, равный $(1,5 \pm 0,1)$ мм по ширине на полувысоте (англ. FWHM). Тот факт, что прямое моделирование дозовых распределений методом Монте-Карло не обеспечивает приемлемой точности воспроизведения экспериментальных данных, лег в основу представленного междисциплинарного исследования. Основной гипотезой являлось предположение о неточности традиционного описания электронного пучка, падающего на радиационную мишень. В данной работе в качестве стартового распределения электронов на мишени были использованы результаты электрофизического моделирования электронного ускорителя.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

С целью определения чувствительности радиационных параметров к параметрам ускоренного пучка электронов было проведено исследование, включающее электрофизическое моделирование ускорителя типа CyberKnife (Accuray, США) с энергией 6 МэВ, работающего в С-диапазоне, моделирование радиационного транспорта методом Монте-Карло и сравнение с экспериментальными дозиметрическими данными реальной установки. При электрофизическом моделировании использовалась программа BEAMDULAC-BL [3]. Моделирование радиационного транспорта осуществлялось с помощью собственного программного обеспечения, написанного на языке C++ и воспроизводящего физику и алгоритмы транспорта пакета EGS4 [4].

Радиофизическое моделирование проводилось для типичного линейного ускорителя электронов С-диапазона с рабочей частотой 5700 МГц. Результаты были представлены в виде графиков распределений (рис. 1) и в цифровом виде, содержащем энергию, положение и направление движения каждого электрона на уровне мишени. Была проведена серия расчетов, в которых варьировались токи инъекции и напряженность ускоряющего поля. Каждый результат моделирования на выходе содержал от 15 до 20 тысяч электронов. Распределения электронов были дополнительно проанализированы и аппроксимированы для удовлетворения требованиям моделирования радиационного транспорта.

На рис. 2 представлена геометрия моделирования в том виде, в каком она была заложена в конфигурацию эксперимента и выведена в графическом формате программным обеспечением. В качестве радиационной мишени использовалась вольфрамовая пластина толщиной 2 мм. Первичный и основной коллиматоры радиационного поля описывались в соответствии с технической документацией аппарата. Расстояние от источника, на котором указывается размер радиационного поля, равно 80 см. Диаметр моделируемого поля равнялся 6 см. Водяной фантом располагался на расстоянии 70 см от источника. Матрица накопления дозы излучения состояла из конических колец толщиной 1 мм по глубине

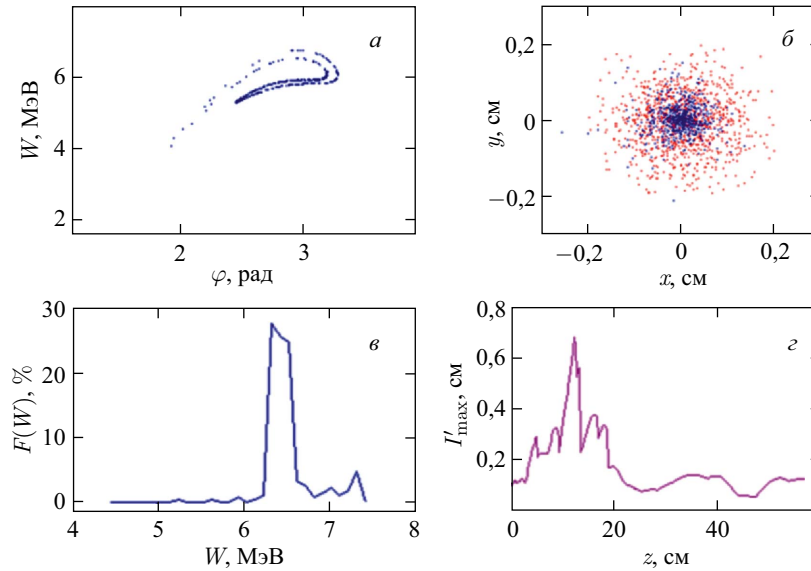


Рис. 1. Параметры электронного пучка на выходе линейного ускорителя С-диапазона по результатам моделирования с помощью программного пакета BEAMDULAC-BL: а) пучок в фазовой плоскости; б) поперечный размер пучка; в) спектр пучка; г) огибающая пучка

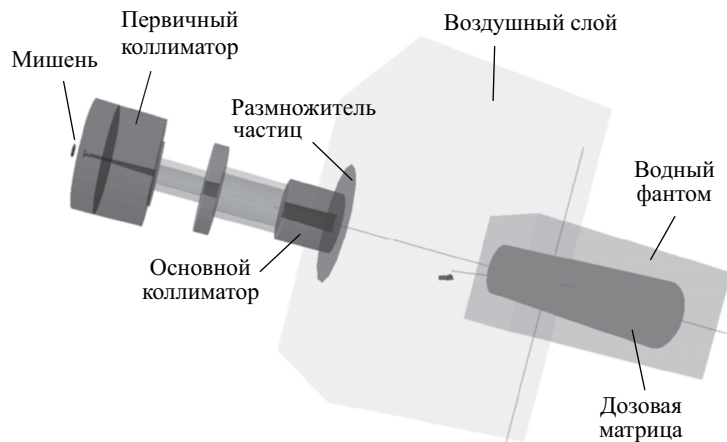


Рис. 2. Геометрия моделирования транспорта излучения методом Монте-Карло

и радиусу. При каждом наборе параметров пучка дозовое распределение рассчитывалось для 10^9 электронов. Для улучшения статистики дозовых распределений частицы, достигшие выхода из установки, перед дальнейшим транспортом в воздухе и фантоме расщеплялись на 100 частиц с меньшей энергией. Типичное время расчета одного случая на настольном компьютере с 12 параллельными процессами составляло 40 мин.

В качестве эталона дозовых распределений установки типа CyberKnife использованы дозовые профили и глубинные дозовые распределения, измеренные в НИИ нейрохирур-

гии им. Н. Н. Бурденко. В качестве детектора использовалась ионизационная камера PTW PinPoint с характерным размером в направлении сканирования 1 мм. При таком малом размере детектора геометрические искажения не существенны. Амплитуда шумов измерений находилась в пределах 0,5%. Именно эту величину следует рассматривать как погрешность относительных измерений дозовых профилей радиационных полей.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 3 представлены энергетические спектры и распределения электронов по радиусу на выходе ускорителя, полученные после обработки файлов электрофизических симуляций. Энергетические спектры имеют выраженную зависимость от условий работы ускорителя. Прослеживается закономерность наличия двух пиков с разными амплитудами. В некоторых случаях их наложение приводит к прямоугольной форме спектра. Профиль пучка по радиусу имеет выраженную экспоненциальную форму в отличие от распространенной гауссовой аппроксимации.

Расчитанные методом Монте-Карло дозовые распределения в сравнении с экспериментальными данными представлены на рис. 4. Глубинные дозовые кривые отражают энергетическое распределение электронного пучка. Следует отметить, что уширение спектра электронов не приводит к заметному изменению глубинных распределений. Изменение же средней энергии существенно влияет на них. Однако форма распределения воспроизводится не идеально даже при оптимальной энергии. Вероятно, это может быть объяснено погрешностями сечений взаимодействия, используемых в расчетах, и не-

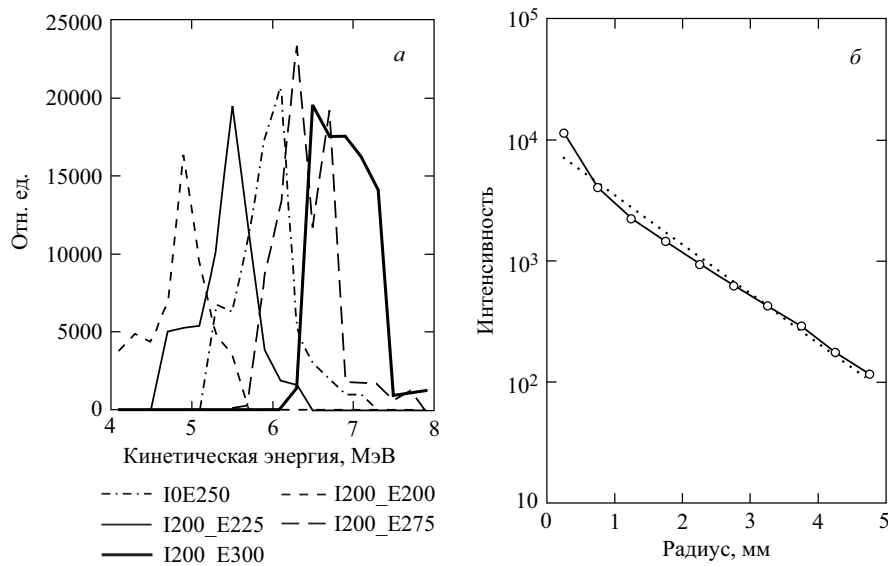


Рис. 3. Спектры электронов (а) и распределение интенсивности пучка по радиусу (б) по результатам электрофизических симуляций. Графики спектров представлены при различных токах инъекции (I) и напряженностях ускоряющего поля (E)

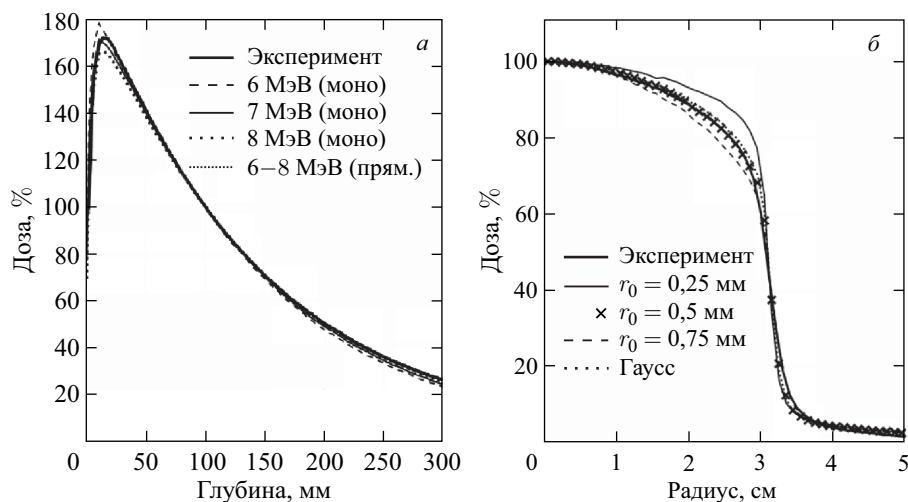


Рис. 4. Глубинные дозовые распределения (а) и поперечные профили радиационных полей (б), рассчитанные методом Монте-Карло и измеренные на установке CyberKnife. Глубинные распределения представлены для серии моноэнергетических электронных пучков и одного пучка с прямоугольным спектром от 6 до 8 МэВ. Параметр r_0 на графиках профилей соответствует радиусу, на котором интенсивность пучка электронов ослабляется в e раз

точностью знания материала и конструкции мишени, влияющих на спектр тормозного излучения.

Форма профилей радиационных пучков оказалась сильно зависящей от размера электронного пучка, причем не только в полутени, но и в самом поле. Несколько лучший результат по одновременному воспроизведению распределений в обеих областях дает экспоненциальная аппроксимация профиля электронного пучка по сравнению с гауссовой. В работе D. Bagheri и др. [5] с аналогичной задачей исследования для ускорителей с большими радиационными полями подобной зависимости не обнаружено. Причина в том, что в случае установки типа CyberKnife используются узкие пучки и первичный коллиматор имеет диаметр, сопоставимый с размером электронного пучка. В результате этот коллиматор изменяет экранирование тормозного излучения в зависимости от места рождения фотонов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты моделирования транспорта излучения в установке типа CyberKnife с узкими коллиматорами продемонстрировали существенное, в отношении дозиметрии лучевой терапии, влияние параметров электронного пучка ускорителя на дозовые распределения радиационных полей. Особенно важными параметрами являются толщина электронного пучка и его профиль. Они определяют не только размер полутени радиационного поля, но и форму его поперечного дозового распределения. Влияние спектра электронного пучка на радиационные параметры оказалось не существенным ни с точки зрения глубинного дозового распределения, ни с точки зрения формы поперечных профилей радиационных полей.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Далечина А. В., Ксенофонтов А. И., Горлачев Г. Е. Обзор проблемы моделирования источников излучения электронных ускорителей с целью дозиметрических расчетов в лучевой терапии методом Монте-Карло // Вестн. НИЯУ МИФИ. 2014. Т. 3, № 3. С. 316–328.
2. Loewenthal E. et al. Measurement of the Source Size of a 6- and 18-MV Radiotherapy Linac // Med. Phys. 1992. V. 19. P. 687–690.
3. Bondarenko T. V., Masunov E. S., Polozov S. M. BEAMDULAC-BL Code for 3D Simulation of Electron Beam Dynamics Taking into Account Beam Loading and Coulomb Field // Problems of At. Science and Technol. Nucl. Phys. Investigation. 2013. No. 6. P. 114–118.
4. Nelson W. R., Hirayama H., Rogers D. W. O. The EGS4 Code System. Report SLAC-265. Stanford Linear Accelerator Center. Stanford, CA, 1985.
5. Sheikh-Bagheri D., Rogers D. W. Sensitivity of Megavoltage Photon Beam Monte Carlo Simulations to Electron Beam and Other Parameters // Med. Phys. 2002. V. 29. P. 379–390.