

ОПРЕДЕЛЕНИЕ НЕПРЕДНАМЕРЕННОЙ ОШИБКИ В ЗНАЧЕНИИ ЭНЕРГИИ ПРОТОННОГО ПУЧКА ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

© 2021 г. Е. В. Кузнецова^{1,2,*}, А. Матич³, А. Н. Колесников¹, П. Г. Бандуров^{1,2},
Я. С. Позыгун^{1,2}, В. Ю. Маланов¹, Ю. Д. Удалов⁴, Е. Л. Слобина⁴, В. А. Киселев⁴

¹ Димитровградский инженерно-технологический институт – филиал Национального исследовательского ядерного университета “МИФИ”, г. Димитровград, 433503, Россия

² Общество с ограниченной ответственностью “Ион Бим Апликэйшнс”, Москва, 119435, Россия

³ IBA Particle Therapy GmbH, Am Mühlenbach Essen, 145147, Germany

⁴ ФГБУ “Федеральный научно-клинический центр медицинской радиологии и онкологии” ФМБА России (ФГБУ ФНКЦРиО ФМБА России), г. Димитровград, 433507, Россия

*e-mail: kuznetsova.evgenia@gmail.com

Поступила в редакцию 22.06.2021 г.

После доработки 23.06.2021 г.

Принята к публикации 06.07.2021 г.

В данной работе исследована возможность использования лог-файлов лечебного аппарата Proteus Plus (IBA) в целях выявления непреднамеренной ошибки величины энергии протонов, определяющей, в свою очередь, глубину пика Брэгга в веществе фантома/ткани пациента. Непреднамеренное изменение энергии протонного пучка детектировалось по смещению его позиции в пространстве в системе транспортировки. Позиция пучка измерялась с помощью стриповой ионизационной камеры, значение записывалось в лог-файл лечебного аппарата. Проверка возможности выявления такой ошибки с помощью данных лог-файлов была выполнена с помощью метода контролируемого возмущения величины энергии протонного пучка. Описанная методика показала возможность детектирования непреднамеренной ошибки в величине энергии протонного пучка, используя лог-файлы лечебного аппарата для рассмотренных тестовых дозиметрических планов и диапазона энергий. Кроме того, параметры, измеренные с помощью стриповой ионизационной камеры и использованные при вычислении непреднамеренной ошибки, показали стабильность во времени. Полученные данные обосновывают возможность использования записи в лог-файлах лечебной машины для детектирования возможных малых ошибок в определении энергии протонного пучка во время отпуска дозы для пациентов.

Ключевые слова: протонная терапия, контроль качества, анализ лог-файлов

DOI: 10.1134/S2304487X2103007X

ВВЕДЕНИЕ

С введением в клиническую практику метода сканирования тонким пучком (СТП), отпуск дозы при протонной лучевой терапии стал чрезвычайно сложным и требующим высокой точности. Для протонной терапии с модуляцией по интенсивности (ПТМИ) дозовое распределение высокой конформности достигается за счет оптимизации тысяч элементарных тонких пучков протонного излучения [1]. Такая сложная методология требует разработки комплексных протоколов для обеспечения качества индивидуальных планов лечения пациентов (контроль качества индивидуальных планов — ККИП), а также для регулярного контроля параметров лечебного аппарата.

В настоящий момент ККИП обычно включают в себя трудоемкие измерения дозовых полей в воде, а точнее, двумерные (2D) дозовые распределения в плоскости, перпендикулярной направлению падающего пучка для каждого поля на нескольких глубинах [2]. Эти измеренные дозовые распределения на заданной глубине сравниваются с запланированной дозой, обычно с использованием гамма-анализа [3]. Такая методология далеко не исчерпывающая и не гарантирует абсолютного качества плана лечения. Кроме того, ККИП на основе измерений в водном фантоме занимает много времени и даже препятствует внедрению адаптивных схем лечения в протонной терапии, которые требуют дополнительных проверок при каждой перепланировке. В ряде ра-

бот, опубликованных в последние годы, предлагаются альтернативные решения, основанные на так называемых машинных “лог-файлах” [4–7]. Лог-файлы лечебной машины включают подробную информацию об отпущенной дозе, такую как положение тонкого пучка во время сканирования и его ток. Эта информация может быть использована для контроля параметров пучка, в том числе в реальном времени, а также для оценки фактической дозы, доставленной пациенту во время лечения.

Во время отпуска дозы с помощью техники сканирования карандашным пучком фактическая доставленная доза контролируется системой управления, которая проверяет различные параметры (количество мониторинговых единиц, положение и форма карандашного пучка, время отпуска дозы в каждой позиции и т.д.) с помощью дублированных систем-мониторов. Все проверяемые параметры имеют допуски, выбранные таким образом, чтобы при условии их соблюдения, конечное дозовое распределение в теле пациента изменялось лишь в клинически допустимых пределах. В случае, если какой-либо из проверяемых параметров выходит за пределы установленного допуска, система автоматически отключает пучок. Время отключения достаточно мало, чтобы ошибка конечного дозового распределения в пациенте также была в пределах клинически допустимой величины.

Целью данной работы является исследование возможности использования лог-файлов лечебного аппарата Proteus Plus (IBA) в целях выявления непреднамеренной ошибки величины энергии протонов, определяющей, в свою очередь, глубину пика Брэгга в веществе фантома/ткани пациента.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Протонный комплекс и лог-файлы

Облучение в режиме СТП на протонном комплексе Proteus Plus (IBA) происходит слой за слоем, от дистального до проксимального края мишени. Во время облучения слоя, т.е. сканирования в плоскости, перпендикулярной направлению пучка, при постоянной энергии используются 2 сканирующих магнита в сопле. При переключении на следующий слой изменяется ток всех магнитов в линии доставки пучка (диполи, квадруполь) и положение энергетического дегрейдера, что позволяет получить нужную энергию и оптимальный размер проекции карандашного пучка (в дальнейшем — пятна) в плоскости изоцентра.

Специальный нозл (англ. nozzle) для сканирования тонким пучком (СТП) — конечный элемент в линии доставки пучка (рис. 1). Ионизационная камера 1 (ИК1) является первым элемен-

том нозла и используется для центрирования пучка на входе в него. Ионизационные камеры 2 и 3 (ИК23) расположены в конце нозла и используются для контроля позиции пучка протонов при сканировании, а также дозы, получаемой пациентом. Оба устройства ИК2 и ИК3 находятся в одном корпусе. Каждая из этих ионизационных камер является одновременно и дозовым монитором (плоско-параллельной камерой) и стриповой камерой. Стрипы ИК2 и ИК3 дают информацию о позиции и размере пучка в направлении X и Y соответственно. Первичным монитором является дозовый канал ИК2, дублирующим — дозовый канал ИК3, третьим монитором (дважды дублирующим) является суммарный сигнал со всех стрипов ИК2 и ИК3. Квадрупольные магниты СТП используются для фокусирования протонного пучка в вертикальном и горизонтальном направлениях. Сканирующие магниты применяются для изменения позиции пучка в вертикальном и горизонтальном направлениях во время отпуска дозы. Сканирование осуществляется за счет изменения тока на них.

Лог-файл, записываемый на лечебном аппарате, содержит информацию о:

- величине тока протонного пучка на выходе из циклотрона,
- значении тока сканирующих магнитов (первичный и дублирующий канал),
- интегральные значения дозы с ИК23;
- аналитически вычисленных, ожидаемых позиции и размера пучка в изоцентре и на уровне ИК23 (в направлении X и Y) на основе информации от ИК23 и ИК1.

Связь энергии протонов и позиции пучка в пространстве

Во время отпуска дозы на аппарате протонной лучевой терапии ProteusPlus (IBA) в системе управления происходит считывание параметров пучка и запись их в лог-файл, который содержит информацию о положении протонного пучка в плоскостях ИК2 и ИК3. Считывание измерений ИК выполняется каждые 250 мкс (таймслот), что обычно меньше времени отпуска одного пятна. Это позволяет записать несколько измерений для одной и той же позиции пучка.

Система протонной лучевой терапии Proteus-Plus оснащена избыточной системой безопасности. Во время доставки дозы в этой системе происходит сравнение текущих параметров аппарата и пучка протонов с номинальными, ожидаемыми и заданными значениями. В случае, если величина какого-либо из параметров превышает заданное в конфигурации допустимое расхождение, происходит немедленная остановка отпуска до-

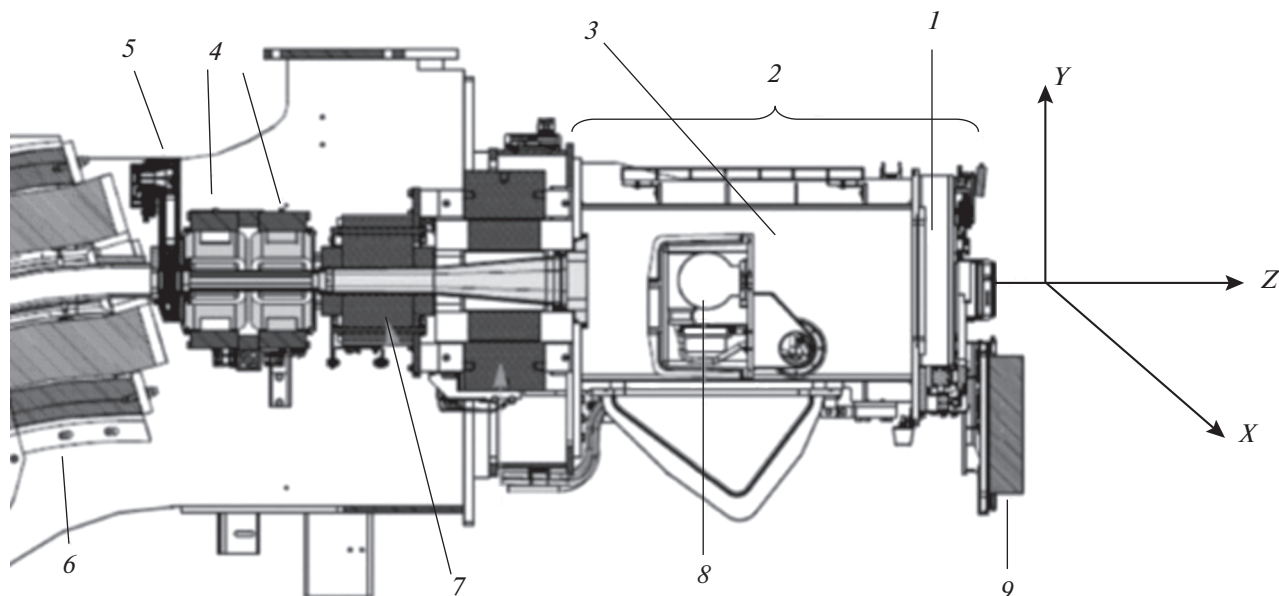


Рис. 1. Специальный нозл для СТП. 1 – ионизационные камеры 2 и 3, 2 – передняя часть сопла, 3 – вакуумная камера, 4 – фокусирующие магниты для СТП, 5 – ионизационная камера 1, 6 – поворотный магнит 135°, 7 – сканирующие магниты, 8 – рентгеновская трубка, 9 – модификаторы пучка [8].

зы, что позволяет избежать ошибки в дозовом распределении в теле пациента.

Глубина проникновения протонов характеризуется дозиметрической величиной Рэндж (англ. Range) и составляет 90% от максимальной дозы на дистальном крае пика Брэгга (далее величина R_{90}) [9]. R_{90} определяется энергией пучка протонов, величина которой регулируется с помощью энергетического дегрейдера. Кроме того, энергия изменяется за счет прохождения пучка через различные материалы:

- рассеивающие устройства;
- переходы вакуум-воздух (входное окно);
- ионизационные камеры – мониторы;
- другие компоненты сопла.

Любой из этих компонентов может вносить ошибку в величину энергии (например, неправильное положение дегрейдера, деградация материалов выходных окон и т.д.). Кроме того, источником ошибки в величине энергии может стать непосредственно циклотрон. Согласно TG224 [10] допустимое отклонение от номинального значения R_{90} во время проведения процедуры гарантии качества (ежедневные, ежемесячные, ежегодные) составляет ± 1 мм.

При непреднамеренном изменении энергии протонного пучка, система контроля будет детектировать это изменение по косвенным признакам. Одним из факторов будет превышение допустимого отклонения позиции пучка на ИК23. Кроме этого, благодаря особенностям конструкции протонного комплекса (системы выбора энергии,

оптическая линия и т.д.), непреднамеренное изменение энергии протонов не может произойти без изменения тока пучка. Таким образом, система безопасности будет фиксировать выход из допустимого диапазона значений величины заряда на интегральных каналах ИК2 и ИК3.

Величина B_Q – магнитная жесткость зависит от величины импульса протонов (а следовательно, от их энергии):

$$B_Q = \frac{pc}{q}, \quad (1)$$

где p – импульс частицы, c – скорость света в вакууме, q – электрический заряд частицы. Формула (1) приведена для нерелятивистского случая. С другой стороны, величину B_Q можно записать как:

$$B_Q = B \cdot R, \quad (2)$$

где B – величина индукции магнитного поля, R – ларморовский радиус.

Таким образом, если по каким-либо причинам энергия протонного пучка изменяется в системе, то это изменение возможно отследить по изменению позиции протонного пучка в плоскости ИК23, записанной в лог-файле.

Детектирование ошибки в величине энергии протонного пучка методом контролируемого возмущения

В табл. 1 приведены величины энергии протонов для квазимоноэнергетического клинического

Таблица 1. Энергии протонного пучка и соответствующее ему значение R_{90}

Энергия протонов в секции выбора энергии, МэВ	R_{90} , г/см ²
223.13	31.29
199	25.73
174.8	20.58
150.58	15.88
126.38	11.68
102.11	8.01

пучка, исследованного в данной работе, и соответствующее им значение R_{90} , рассчитанные на основе данных МКРЕ 49 из величины энергии [11].

Во время эксперимента секция выбора энергии и линия доставки пучка настраивалась в соответствии с каждой номинальной величиной энергии (или величиной R_{90}), указанной в табл. 1, а также для каждой величины R_{90} , с учетом восьми значений намеренно внесенной ошибки (+0.2, +0.15, +0.1, +0.05, -0.05, -0.1, -0.15, -0.2 г/см²). Величина тока сканирующих магнитов для измерений с внесенным контролируемым возмущением в каждом случае соответствовала номинальному значению энергии (табл. 1).

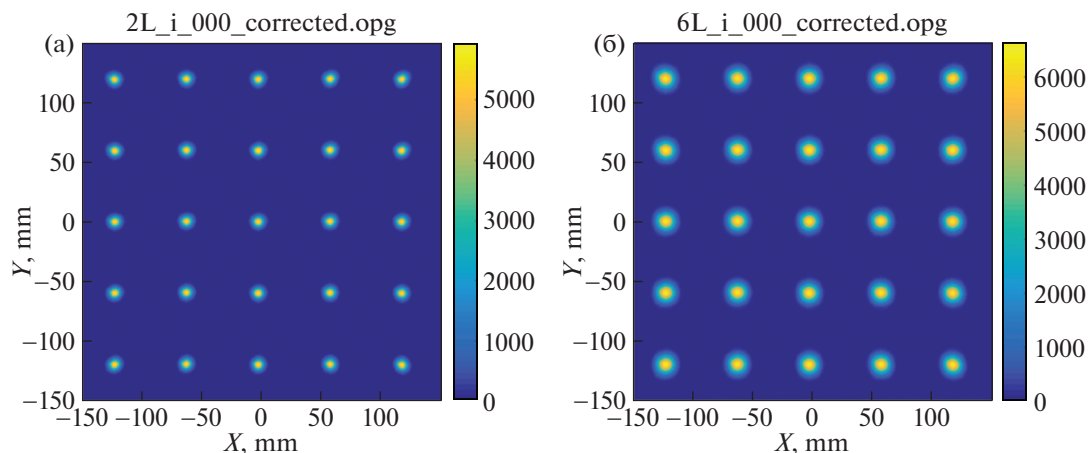
В качестве тестового плана использовалась карта-план, состоящая из 25 пятен с одинаковой энергией протонов (квазимоноэнергетический пучок). На рисунке 2 представлен результат измерений данной карты на сцинтилляционном экране Lynx@Fimel в изоцентрической плоскости. Измерения были проведены в лечебной комнате № 2 (GTR2) протонного комплекса ProteusPlus (IBA), установленного в ФГБУ ФНКЦРиО ФМБА России (г. Дмитровград).

Отпуск дозы по данному плану осуществлялся в тестовом режиме (без выравнивания пучка протонов относительно центральной оси пучка), так как внесение контролируемого возмущения в величину энергии протонного пучка трудно реализуемо в клиническом режиме. Мы сочли такой подход допустимым, поскольку рассматривалась только относительная позиция пучка в плоскости ИК23, а не конечное дозовое распределение. Размер тестовой карты ограничивал рассмотрение области ИК площадью 30 × 30 см². Считывание измерений ИК выполнялось каждые 250 мкс (таймслот), что меньше, чем время отпуска одного пятна. Это позволяло записать несколько измерений для одной и той же позиции пучка.

Из лог-файла каждого облучения, записанного системой, извлекалась информация о позиции центра каждого пятна в плоскости ионизационной камеры 2 (направление X) и ионизационной камеры 3 (направление Y). В качестве референсного значения позиции каждого пятна в плане были взяты результаты измерения с помощью ИК23 для тестовых планов для номинальных энергий, приведенных в таблице 1. Разница между позициями пятен для каждой референсной карты и картами с преднамеренно внесенной ошибкой в значение R_{90} рассчитывалась отдельно для направления X и Y (рис. 1).

Стабильность во времени при измерениях в клиническом режиме

Позиция пучка протонов в плоскости ИК23 может меняться вплоть до 2 мм в течение дня. Это может происходить вследствие флуктуаций параметров циклотрона, температуры, параметров линии доставки пучка и т.д. Для того, чтобы пучок протонов был доставлен точно в запланированную позицию, в системе существует специ-

**Рис. 2.** Пример тестового плана для протонов с энергий: а) 223.13 МэВ, б) 102.11 МэВ.

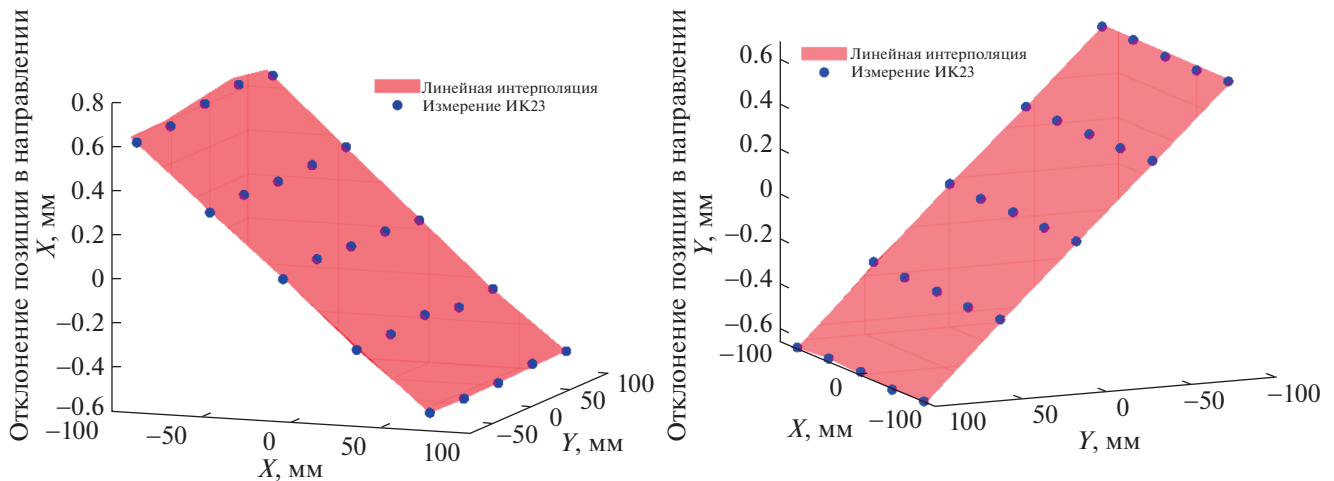


Рис. 3. Иллюстрация линейной интерполяции значения отклонения в позиции пятна для энергии пучка протонов 102.11 МэВ ($R_{90} = 8.01$ г/см²) и преднамеренной ошибки, внесенной в величину $R_{90} + 0.2$ г/см². Отклонение в направлении X (слева) и направлении Y (справа).

альная процедура настройки (*англ.* beam tuning), которая позволяет выровнять пучок протонов относительно центральной оси непосредственно перед каждым отпуском лечебного поля, и, таким образом, осуществить высокоточное облучение. Такая настройка предусмотрена производителем протонного комплекса для клинического режима и проводится в соответствии со специальным алгоритмом с помощью поворотных магнитов линии доставки пучка.

Так как все измерения для карты “25 пятен” были проведены с использованием тестового режима (без процедуры настройки, с учетом того, что позиция протонного пучка значительно не меняется в течении короткого времени), то требовалось проверить долгосрочную стабильность величины $\text{tg}(\alpha)$. Для простоты измерений и обработки данных был взят тестовый план, представляющий собой две линии пятен, протяженностью от -15 до $+15$ см в плоскости изоцентра, вдоль направлений X и Y, пересекающих центральную ось, с расстоянием между пятнами в плоскости изоцентра 2 мм. Было проведено 10 измерений в течение одного месяца в обеих лечебных комнатах GTR1 (универсальный нозл) и GTR2 (специальный нозл для СТП) ФНКЦРиО ФМБА России, г. Димитровград. Отпуск дозы по данному тестовому плану производился в клиническом режиме (с выравниванием пучка относительно центральной оси). Сдвиг позиции пучка вследствие ежедневных флуктуаций определялся относительно величины ожидаемой позиции пучка, которая рассчитывалась по специальному алгоритму на основе данных, полученных при первичной калибровке лечебной комнаты, и указывается в лог-файле.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Получение информации о позиции пучка протонов в плоскости ИК23 из лог-файла

На рисунке 3 показана линейная интерполяция значений отклонения позиции пятна между 25 пятнами тестовой карты в направлениях X и Y. Приведен результат разницы в позиции пятна, измеренной с помощью ИК23 для случая внесения преднамеренного возмущения в величину R_{90} и в его отсутствие. Видно, что смещение позиции пучка в направлении X, практически не зависит от значения координаты пятна вдоль оси Y ИК23 при постоянной величине позиции пятна вдоль оси X. То же самое применимо к смещению в направлении Y и оси X ИК23 при постоянном значении позиции пятна вдоль оси Y. Для краткости проиллюстрирован только случай для одной величины энергии (102.11 МэВ) и одной величины преднамеренной ошибки ($+0.2$ г/см²). Результаты для прочих рассмотренных случаев выглядят подобно.

Таким образом, в дальнейших расчетах мы принимали величину смещения постоянной вдоль соответствующей оси и равной ее среднему значению, т.е. упростили задачу от определения наклона плоскости до определения наклона прямой.

Зависимость смещения позиции пучка протонов от положения на ИК23

Далее рассмотрим форму зависимости величины ошибки позиционирования от положения на осях X и Y ИК23, то есть от степени отклонения пучка протонов от изоцентра. На рисунке 4 приведен пример такой зависимости для энергий 199 МэВ и 126.38 МэВ. Зависимости для остальных

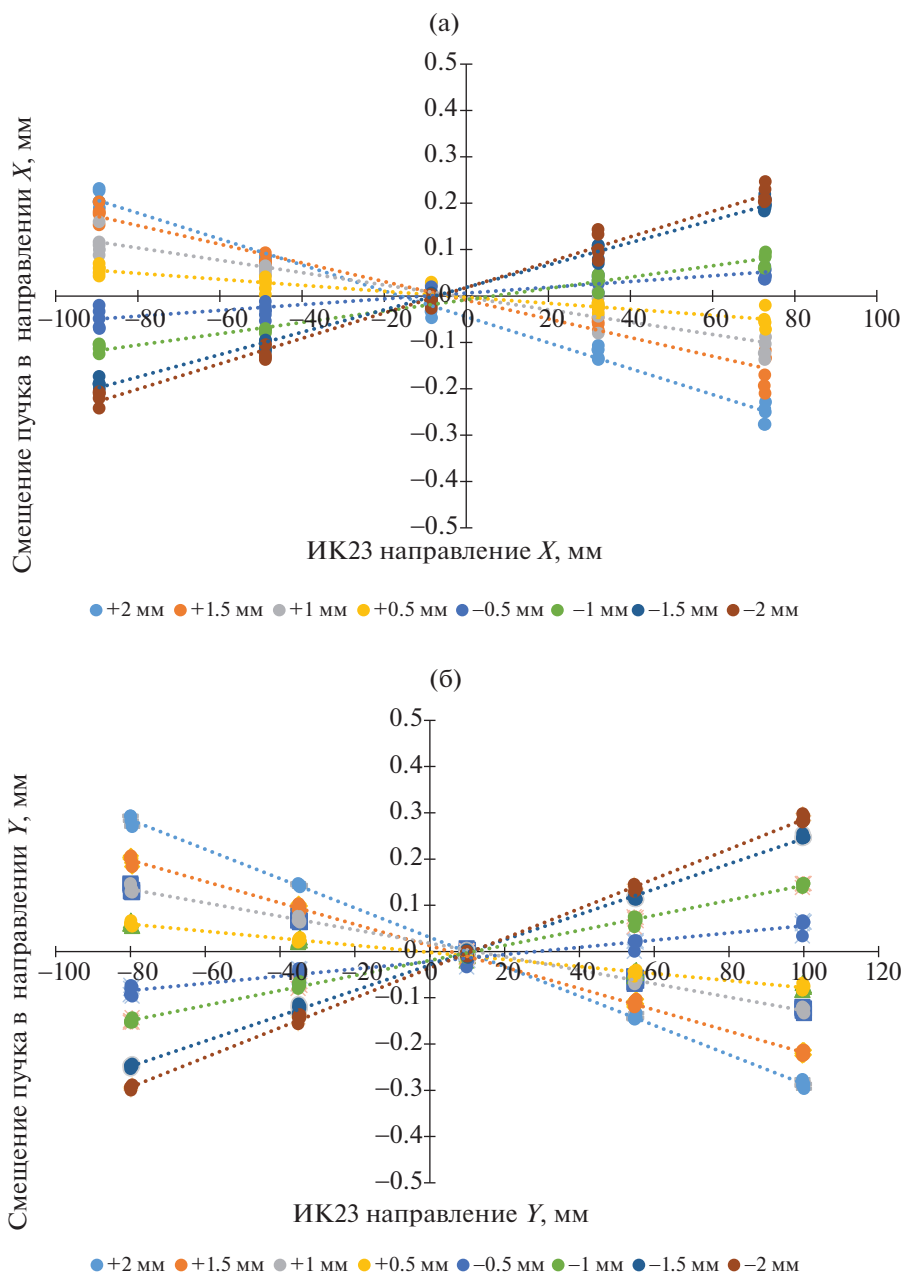


Рис. 4. Разницы позиции пучка в плоскости ИК23 при различных значениях внесенной ошибки в величину R_{90} . а, б — энергия 199 МэВ ($R_{90} = 25.94 \text{ г/см}^2$); в, г — энергия 126.38 МэВ ($R_{90} = 11.88 \text{ г/см}^2$). Данные, полученные из лог-файла (точки), и линейная аппроксимация вдоль соответствующей оси (пунктирные линии).

ных рассмотренных в данной работе энергий выглядят аналогично. Смещение точки пересечения кривых с осью ординат на данных графиках связано с тем, что облучение проводилось без выравнивания пучка относительно изоцентра. Из рисунков видно, что рассматриваемую зависимость можно охарактеризовать как линейную. В связи с этим, для всех кривых была проведена линейная интерполяция и найдены коэффициенты полинома первой степени.

Среднее значение коэффициента детерминации R^2 для линейной интерполяции составило для X 0.955 (стандартное отклонение для всех значений энергии и величин, контролируемых возмущения 0.046), для Y 0.995 (стандартное отклонение 0.008).

На рис. 5 представлен пример линейной интерполяции ошибки позиции пучка по оси X вдоль оси Y. Наклон графика относительно оси абсцисс характеризуется углом α .

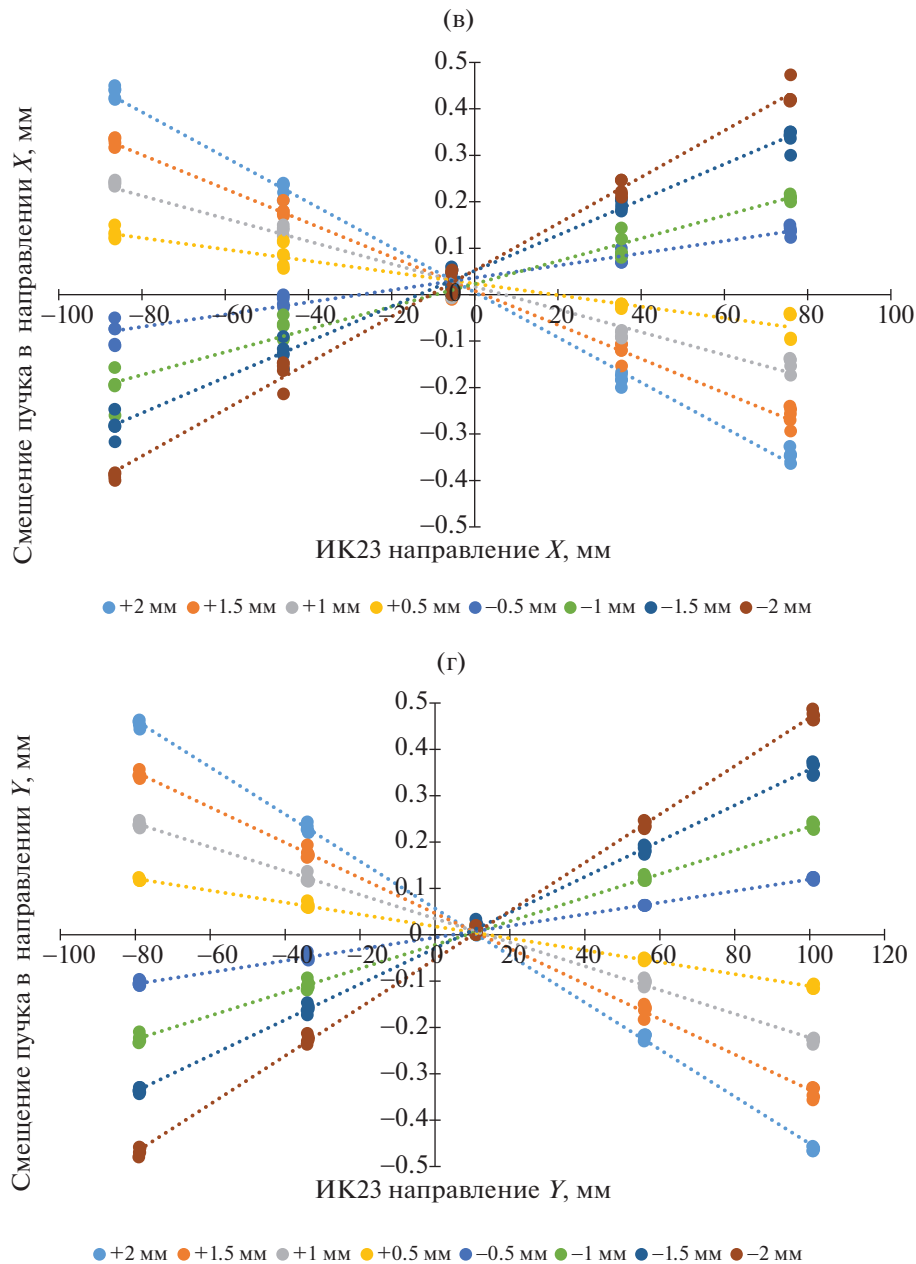


Рис. 4. Окончание.

Определение ошибки R_{90}

В качестве значения, характеризующего ошибку энергии (величины R_{90}) протонного пучка, был выбран коэффициент регрессии линейной интерполяции величины смещения позиции пучка в плоскости ИК23 вследствие внесения контролируемого возмущения в величину R_{90} , численно равный $\text{tg}(\alpha)$ (рис. 5). На рис. 6 представлены зависимости значения $\text{tg}(\alpha)$ от величины номинальной энергии для различных значений контролируемого возмущения R_{90} . Данные

кривые хорошо интерполируются полиномом третьей степени.

На рис. 7 представлена зависимость преднамеренной ошибки R_{90} от $\text{tg}(\alpha)$ для направлений X и Y для серии значений энергии протонов. С хорошей точностью эти кривые можно аппроксимировать полиномиальной функцией первой степени.

Таким образом, в случае возникновения непреднамеренной ошибки в значении энергии при отпуске какого-либо плана на лечебном аппарате появляется возможность выявить и оценить ее на

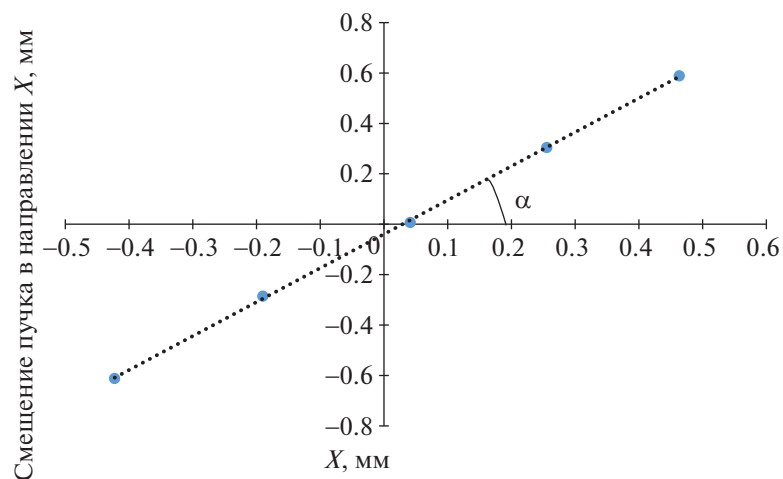


Рис. 5. Пример линейной интерполяции (пунктир) для смещения пучка по оси X вдоль оси X ИК23 (синие точки). Пример для референсной энергии протонов 102.11 МэВ и величины преднамеренной ошибки $R_{90} = -0.2 \text{ г/см}^2$. Значение смещения пучка усреднены вдоль направления Y ИК23.

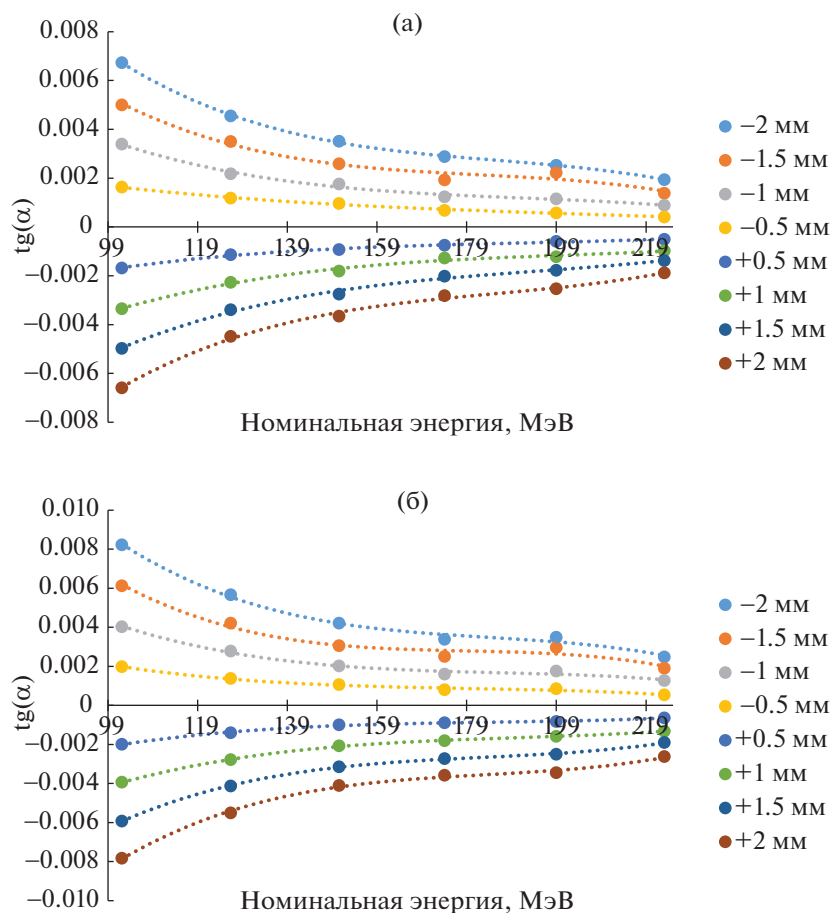


Рис. 6. Зависимость наклона плоскости ошибки позиционирования $\text{tg}(\alpha)$ в направлении X (а) и Y (б) от величины номинальной энергии для различных значений контролируемого возмущения R_{90} . Пунктирными линиями показана интерполяция данных полиномом третьей степени.

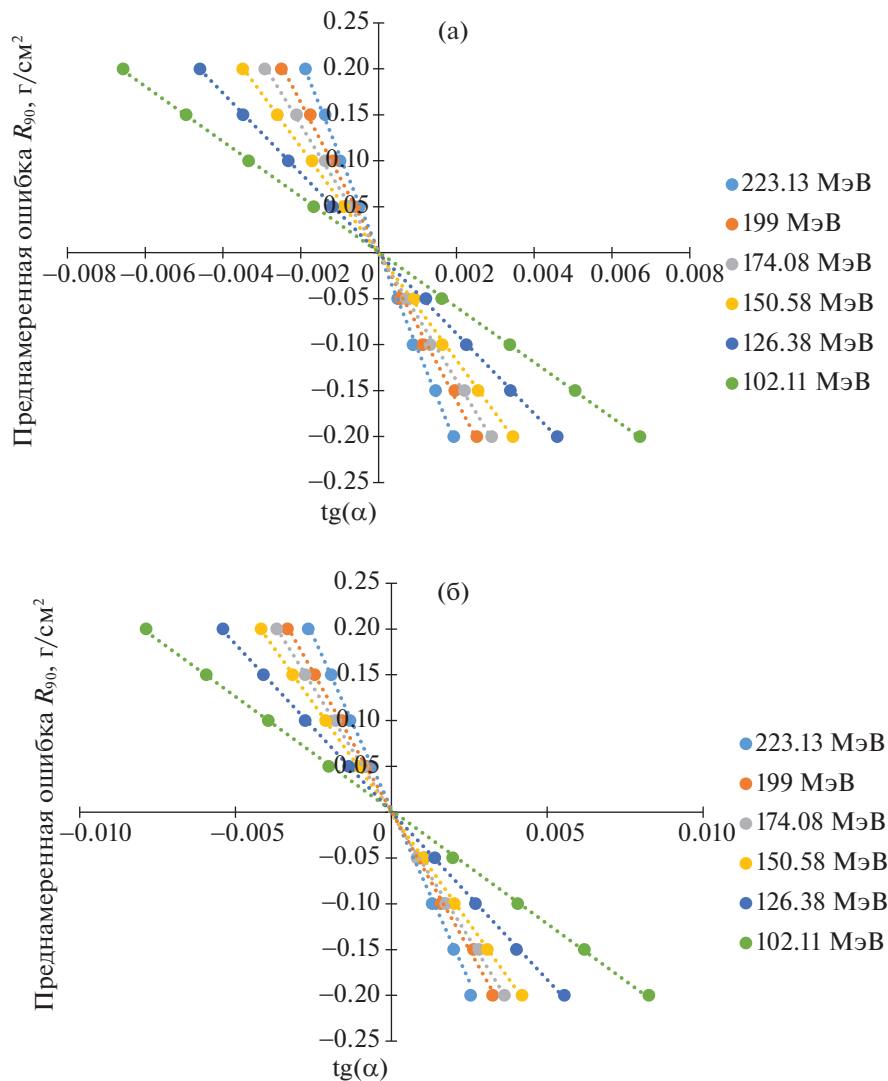


Рис. 7. Зависимость преднамеренной ошибки R_{90} от $\text{tg}(\alpha)$ для направлений X(a) и Y(б). Пунктирными линиями показана интерполяция данных полиномом первой степени.

основании анализа величины $\text{tg}(\alpha)$, которую мы можем получить из данных, записанных в лог-файле.

Проверка методики определения ошибки R_{90} с помощью тестового плана

В качестве тестового дозиметрического плана были использованы две карты с энергиями протонов 140.85 и 161.6 МэВ. В каждой карте тонкий квазимоноэнергетический пучок протонов формировал дозовое распределение в пределах радиационного поля 10×10 см. Расстояние между пятнами в каждом плане составляло 8 мм в изоцентрической плоскости. Аналогичным образом, как было описано ранее, в значения R_{90} во время установки на заданные значения линии доставки пучка были внесены контролируемые возмуще-

ния в дискретном диапазоне (+0.2, +0.15, +0.1, +0.05, -0.05, -0.1, -0.15, -0.25 г/см^2). Результаты проверки возможности детектирования ошибки R_{90} представлены в табл. 2. Видно, что данная методика позволила определить ошибку в пределах 0.05 г/см^2 в случае рассмотрения смещения пучка протонов вследствие изменения энергии в плоскости ИК 23 отдельно для оси X и Y и в пределах 0.02 г/см^2 в случае усреднения по двум осям.

Проверка стабильности во время измерения ошибки позиции пучка с помощью ИК23

Выяснилось, что при отпуске описанного выше тестового плана (две линии пятен протяженностью от -15 до +15 см) в клиническом режиме зависимость измеренного смещения положения вдоль осей X и Y относительно ожидаемого сме-

Таблица 2. Результаты проверки возможности детектирования ошибки R_{90}

	Детектированная ошибка R_{90} , г/см ²				Усредненная по X и Y ошибка R_{90} , г/см ²		Абсолютная разница между номинальной и детектированная ошибкой R_{90} , г/см ²				Абсолютная разница между номинальной и детектированной усредненной по X и Y ошибкой R_{90} , г/см ²	
	140.85 МэВ		161.6 МэВ				140.85 МэВ		161.6 МэВ			
Намеренно внесенная ошибка величины R_{90} , г/см ²	X	Y	X	Y	140.85 МэВ	161.6 МэВ	X	Y	X	Y	140.85 МэВ	161.6 МэВ
0.20	0.25	0.19	0.21	0.18	0.22	0.19	0.05	−0.01	0.01	−0.02	0.02	−0.01
0.15	0.16	0.14	0.18	0.13	0.15	0.16	0.01	−0.01	0.03	−0.02	0.00	0.01
0.10	0.11	0.09	0.14	0.09	0.10	0.11	0.01	−0.01	0.04	−0.01	0.00	0.01
0.05	0.07	0.05	0.08	0.05	0.06	0.06	0.02	0.00	0.03	0.00	0.01	0.01
−0.05	−0.07	−0.05	−0.04	−0.04	−0.06	−0.04	−0.02	0.00	0.01	0.01	−0.01	0.01
−0.10	−0.12	−0.09	−0.12	−0.08	−0.11	−0.10	−0.02	0.01	−0.02	0.02	−0.01	0.00
−0.15	−0.18	−0.14	−0.15	−0.13	−0.16	−0.14	−0.03	0.01	0.00	0.02	−0.01	0.01
−0.20	−0.24	−0.19	−0.23	−0.18	−0.22	−0.20	−0.04	0.01	−0.03	0.02	−0.02	0.00

Таблица 3. Среднее значение и стандартное отклонение величины $\text{tg}(\alpha)$ для серии из 10 измерений

		222 МэВ		197.87 МэВ		173.53 МэВ		149.11 МэВ		124.71 МэВ		100.3 МэВ	
		X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
GTR1	$\text{tg}(\alpha)$	−0.0060	0.0079	−0.0067	0.0082	−0.0058	0.0076	−0.0054	0.0073	−0.0055	0.0067	−0.0046	0.0083
	СКО	0.0005	0.0001	0.0002	0.0001	0.0005	0.0001	0.0003	0.0002	0.0003	0.0001	0.0003	0.0001
GTR2	$\text{tg}(\alpha)$	0.0021	0.0036	0.0011	0.0038	0.0012	0.0042	0.0017	0.0043	0.0013	0.0032	0.0021	0.0036
	СКО	0.0002	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0001	0.0000

щения имеет собственный наклон (рис. 8). Для каждой оси была рассчитана величина $\text{tg}(\alpha)$. Оказалось, что значение $\text{tg}(\alpha)$ ведет себя относительно стабильно со временем (табл. 3) для обеих лечебных комнат (GTR1 и GTR2).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Описанная методика позволяет детектировать непреднамеренную ошибку в величине энергии протонного пучка, используя лог-файлы лечеб-

ного аппарата. Точность детектирования составляла 0.02 г/см² для рассмотренных тестовых дозиметрических планов и диапазона энергий.

При отпуске в клиническом режиме (с выравниванием пучка относительно центральной оси) имеется собственное смещение положения пучка относительно ожидаемого значения позиции, однако величина наклона линейной интерполяции относительно осей X и Y сохраняется во времени, и потенциально может быть учтена в алгоритме детектирования ошибки энергии.

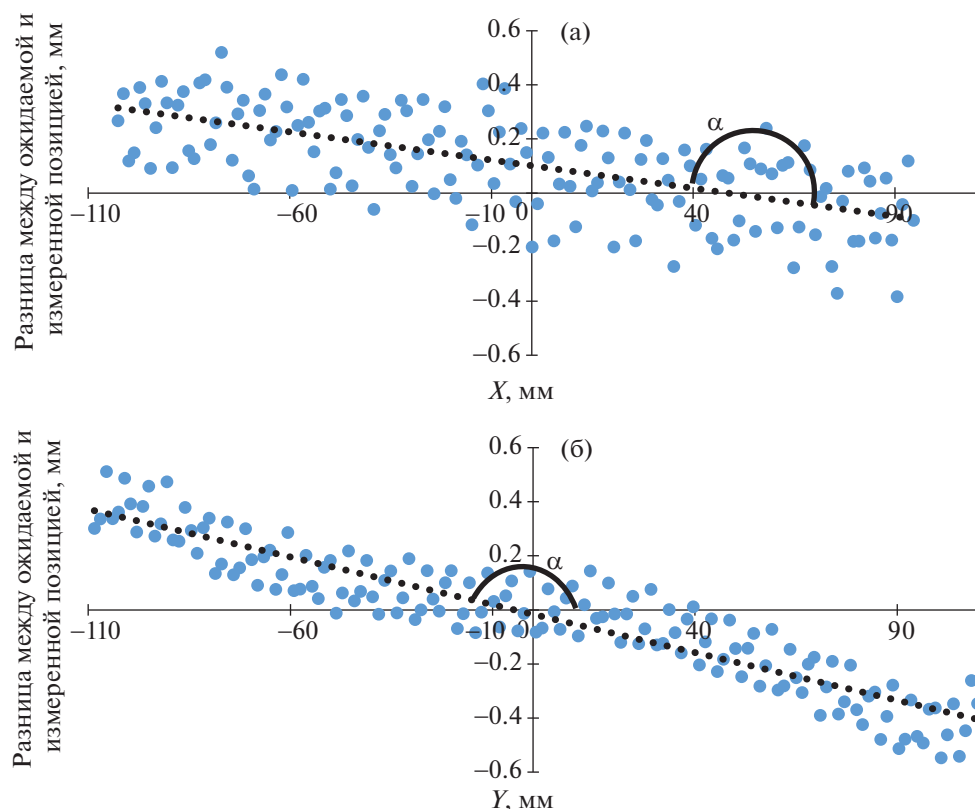


Рис. 8. Зависимость смещения позиции пучка в плоскости ИК23 относительно ожидаемого значения для направлений X(а) и Y(б). Пунктирными линиями показана интерполяция данных полиномом первой степени. На рисунке приведен результат одного из 10 измерений для проверки ежедневной стабильности.

Полученные данные обосновывают возможность использования записи в лог-файлах лечебной машины для детектирования возможных малых ошибок в определении энергии протонного пучка во время отпуска дозы для пациентов. Кроме того, подобным образом может быть получено скорректированное значение энергии (на основе величины R_{90}), которое можно будет учесть при индивидуальной проверке планов пациента с использованием лог-файлов и пересчете дозы в теле пациента методом Монте-Карло.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Lomax A. Intensity modulation methods for proton radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 1999. V. 44. № 1, pp. 185–205. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/44/1/014>
2. Zhu X., Poenisch F., Song X., Johnson J., Ciangaru G. et al. Patient-Specific Quality Assurance for Prostate Cancer Patients Receiving Spot Scanning Proton Therapy Using Single-Field Uniform Dose. *International Journal of Radiation Oncology* Biology*Physics*, 2011. V. 81. № 2, pp. 552–559. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2010.11.071>.
3. Low D.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, 1998. № 25, P. 656.
4. Zhu X., Li Y., Mackin D., Li H., Poenisch F., Lee A., Mahajan A. et al. Towards Effective and Efficient Patient-Specific Quality Assurance for Spot Scanning Proton Therapy. *Cancers (Basel)*, 2015. V. 7. № 2, pp. 631–647. <https://doi.org/10.3390/cancers7020631>
5. Meier G. Independent dose calculations for commissioning, quality assurance and dose reconstruction of PBS proton therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 2015. № 60. pp. 2819–2836.
6. Scandurra D. Assessing the quality of proton PBS treatment delivery using machine log files: comprehensive analysis of clinical treatments delivered at PSI Gantry. *Physics in Medicine and Biology*, 2016. № 61. P. 1171.
7. Belosi M.F. Treatment log files as a tool to identify treatment plan sensitivity to inaccuracies in scanned proton beam delivery. *Radiotherapy and Oncology*, 2017. № 125, pp. 514–519.
8. Schwarz M., Algranati C., Widesott L., Farace P. et al. Clinical Pencil Beam Scanning: Present and Future Practices. New Delhi, Particle Radiotherapy. Springer, 2016, pp. 95–110.

9. Шулепова Л.И., Маслюкова Е.А., Колесников А.Н., Кузнецова Е.В., Позыгун Я.С., Бандуров П.Г. и др. Алгоритм определения дозиметрических параметров протонного пучка для создания модели в системе планирования лучевой терапии. Медицинская физика, 2020. № 4 (88). С. 46–53.
10. Arjomandy B., Taylor P., Ainsley C. AAPM task group 224: Comprehensive proton therapy machine quality assurance. Medical Physics, 2019, no. 46, pp. 678–705.
11. International commission on radiation units and measurements Report 49. Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, Rep. 49 (ICRU, Bethesda, MD, 1993).

Vestnik Natsional'nogo issledovatel'skogo yadernogo universiteta "MIFI", 2021, vol. 10, no. 3, pp. 217–229

Determination of the Unintended Error in the Proton Beam Energy for Radiotherapy

E. Kuznetsova^{a,b,#}, A. Matić^c, A. N. Kolesnikov^a, P. Bandurov^{a,b}, Ya. Pozygun^{a,b},
V. Yu. Malanov^a, Yu. Udalov^d, E. Slobina^d, and V. Kiselev^d

^a Dimitrovgrad Engineering and Technological Institute, National Research Nuclear University (Moscow Engineering Physics Institute), Dimitrovgrad, Ulyanovskaya oblast, 433503 Russia

^b Ion Beam Applications LLC, Moscow, 119435 Russia

^c IBA Particle Therapy GmbH, Am Mühlenbach Essen, 1 45147 Germany

^d Federal Scientific Clinical Center for Medical Radiology and Oncology, Federal Medical–Biological Agency of the Russian Federation, Dimitrovgrad, Ulyanovskaya oblast, 433507 Russia

#e-mail: kuznetsova.evgenia@gmail.com

Received June 22, 2021; revised June 23, 2021; accepted July 6, 2021

Abstract—The possibility of using the log files of the Proteus Plus medical device (IBA) is investigated in order to identify an unintentional error in the proton energy value, which, in turn, determines the depth of the Bragg peak in the phantom substance/patient tissue. An unintentional change in the energy of the proton beam has been detected by the displacement of its position in space in the transport system. The beam position has been measured by a strip ionization chamber and has been recorded in the log file of the proton therapy machine. The possibility of detecting such an error using log files has been checked by the controlled perturbation of the beam energy. The described technique has shown the possibility of detecting unintentional errors in the proton beam energy using the log files of the medical device for specific test treatment plans and proton energies. In addition, the parameters measured with the strip ionization chamber and used in the calculation of unintentional error showed stability over time.

Keywords: proton therapy, quality control, log-file analysis

DOI: 10.1134/S2304487X2103007X

REFERENCES

1. Lomax A. Intensity modulation methods for proton radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 1999, vol. 44, no. 1, pp. 185–205. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/44/1/014>
2. Zhu X., Poenisch F., Song X., Johnson J., Ciangaru G. et al. Patient-Specific Quality Assurance for Prostate Cancer Patients Receiving Spot Scanning Proton Therapy Using Single-Field Uniform Dose. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, 2011, vol. 81, no. 2, pp. 552–559. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2010.11.071>
3. Low D.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, 1998, no. 25, p. 656.
4. Zhu X., Li Y., Mackin D., Li H., Poenisch F., Lee A., Mahajan A. et al. Towards Effective and Efficient Patient-Specific Quality Assurance for Spot Scanning Proton Therapy. *Cancers (Basel)*, 2015, vol. 7, no. 2, pp. 631–647. <https://doi.org/10.3390/cancers7020631>
5. Meier G. Independent dose calculations for commissioning, quality assurance and dose reconstruction of PBS proton therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 2015, no. 60, pp. 2819–2836.
6. Scandurra D. Assessing the quality of proton PBS treatment delivery using machine log files: comprehensive analysis of clinical treatments delivered at PSI Gantry. *Physics in Medicine and Biology*, 2016, no. 61, p. 1171.
7. Belosi M.F. Treatment log files as a tool to identify treatment plan sensitivity to inaccuracies in scanned proton beam delivery. *Radiotherapy and Oncology*, 2017, no. 125, pp. 514–519.

8. Schwarz M., Algranati C., Widesott L., Farace P. et al. *Clinical Pencil Beam Scanning: Present and Future Practices*. New Delhi, Particle Radiotherapy. Springer, 2016, pp. 95–110.
9. Shulepova L.I., Maslyukova E.A., Kolesnikov A.N., Kuznetsova E.V., Pozygun Y.S., Bandurov P.G. and others. Algoritm opredeleniya dozimetricheskikh parametrov protonnogo puchka dlya sozdaniya modeli v sisteme planirovaniya luchevoj terapii [Beam data collection for proton beam modelling in Xio (Elekta) treatment planning system]. *Medicinskaya fizika*, 2020, vol. 4, no. 88, pp. 46–53. (in Russian)
10. Arjomandy B., Taylor P., Ainsley C. AAPM task group 224: Comprehensive proton therapy machine quality assurance. *Medical Physics*, 2019, no. 46, pp. 678–705.
11. International commission on radiation units and measurements Report 49. Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, Rep. 49 (ICRU, Bethesda, MD, 1993).