

## Экспериментальное исследование и количественный анализ физических параметров системы доставки сканирующего пучка в установке для протонной терапии

В.А. Киселев,<sup>1,\*</sup> А.П. Черняев,<sup>2,†</sup> Ю.Д. Удалов,<sup>1,‡</sup> М.А. Белихин,<sup>3</sup> А.М. Демидова,<sup>1</sup> С.Е. Гриценко<sup>1</sup>

<sup>1</sup> «Федеральный научно-клинический центр медицинской радиологии и онкологии» Федерального медико-биологического агентства

Россия, 433506, Ульяновская область, г. Димитровград, ул. Курчатова, 5в

<sup>2</sup> Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

<sup>3</sup> Физический институт им. П.Н. Лебедева Российской академии наук Россия, 119991, Москва, Ленинский проспект, д.53

(Поступила в редакцию 09.03.2024; после доработки 26.05.2024; подписана в печать 28.05.2024)

Использование пучков ускоренных протонов в дистанционной лучевой терапии онкологических заболеваний предъявляет более высокие требования к точности доставки дозы по сравнению с использованием традиционных фотонных пучков. Существующие методики определения планируемого объема облучения позволяют учитывать только влияние погрешностей позиционирования пациента перед началом облучения. В рамках данной работы приводятся результаты количественного исследования погрешностей доставки пучка системой протонной терапии, которые были использованы для определения планируемого объема облучения. Описывается методика измерения и анализа параметров протонного пучка. Проводится расчет минимально необходимого дополнительного отступа от клинического объема облучения для гарантии его облучения с учетом погрешностей доставки пучка системой протонной терапии.

PACS: 87.53.Qc УДК: 53.088.23

Ключевые слова: протонная терапия, медицинские ускорители, погрешности, гарантия качества.

DOI: [10.55959/MSU0579-9392.79.2440702](https://doi.org/10.55959/MSU0579-9392.79.2440702)

### ВВЕДЕНИЕ

Протонная терапия (ПТ) имеет преимущество перед традиционно используемой фотонной терапией за счет различия в механизме взаимодействия протонов и фотонов с веществом. При прохождении тяжелой заряженной частицы через вещество тела пациента происходят потери энергии частицы при взаимодействии с атомами среды. При взаимодействии протона с этими атомами вклад в поглощенную дозу вносят различные процессы: упругое рассеяние, неупругое рассеяние с возбуждением атома, неупругое рассеяние с ионизацией атома, ядерные реакции и пр. [1].

При распространении в среде квазимоноэнергетических пучков протонов значение поглощенной дозы медленно увеличивается с глубиной, а затем появляется пик, размах которого в 3–4 раза превышает поглощенную дозу на входе в вещество. Далее величина поглощенной дозы быстро снижается практически до нуля [2, 3]. Таким образом, большая часть поглощенной дозы протонного излучения сосредоточена в узкой области, называемой пиком Брэгга. Это свойство было признано Робертом

Уилсоном в 1946 г. [4] оптимальным для лучевой терапии, поскольку позволяет сосредоточить высокую дозу в опухоли, при этом минимизируя облучение окружающих здоровых тканей.

Благодаря пику Брэгга возможно более точно локализовать дозу в объеме опухоли по сравнению с традиционной фотонной терапией, поэтому возрастают требования к точности позиционирования пациента относительно системы доставки пучка. Ошибки позиционирования пациента в случае ПТ приводят к ошибкам облучения, включая недостаточное облучение опухоли и избыточное облучение прилегающих здоровых органов и тканей. Чтобы минимизировать этот эффект, используется концепция, заключающаяся в том, что для облучения выбирается область, превышающая объем видимого распространения опухоли.

Видимая часть опухоли и область микроскопического распространения раковых клеток вокруг нее называется клиническим объемом мишени (clinical target volume, CTV). Планируемый объем мишени (planning target volume, PTV) — это CTV с добавлением дополнительного отступа вокруг него [5]. Предполагается, что захват в область облучения части нормальной ткани, окружающей CTV, обеспечит достаточное покрытие мишени равномерной дозой с учетом возможных геометрических неопределенностей.

\* E-mail: [kiselevva@fvcmrfmba.ru](mailto:kiselevva@fvcmrfmba.ru)

† E-mail: [a.p.chernyaev@yandex.ru](mailto:a.p.chernyaev@yandex.ru)

‡ E-mail: [Vmp@fvcmrmail.ru](mailto:Vmp@fvcmrmail.ru)

Как правило, для дистанционной лучевой терапии используются пучки фотонов с энергией 6–18 МэВ. Пучки фотонов с энергией 6–10 МэВ при прохождении тела взаимодействуют с веществом преимущественно посредством комптон-эффекта. Для пучков фотонов с энергией 10–18 МэВ преобладающим становится процесс рождения электрон-позитронных пар. Вследствие высокой проникающей способности высокоэнергетических фотонов взаимодействие происходит по всей глубине вещества, однако число актов взаимодействия с глубиной уменьшается экспоненциально.

Существует общепринятый подход [6] с равномерным отступом  $CTV-PTV$ . В случае фотонной терапии с применением медицинских линейных ускорителей электронов данный подход признан оптимальным. Например, для фотонной терапии опухолей головного мозга предлагается использовать отступ  $CTV-PTV$ , равный 3 мм [7].

При реализации ПТ наличие на пути протонного пучка различных гетерогенностей (кости, легкие, воздушные полости) может сделать результирующее распределение дозы значительно менее предсказуемым в случае присутствия ошибок доставки пучка. Существуют различные подходы к формированию  $PTV$  в ПТ. В частности, Парк и др. [8] предлагает формировать специфичный для каждого пучка  $PTV$  с учетом геометрических неопределенностей укладки пациента и пробега протонного пучка. Ограничением данного метода является невозможность оценки покрытия результирующего  $PTV$  и отсутствие возможности многопольной оптимизации дозы, как например, при ПТ с модуляцией интенсивности (*intensity modulated proton therapy*,  $IMPT$ ).

В современных системах ПТ используется технология  $IMPT$ , а также продвинутые методы предлучевой верификации положения пациента. К таким методам можно отнести получение ортогональных рентгеновских снимков, конусно-лучевую компьютерную томографию и системы отслеживания поверхности тела пациента. Так как в большинстве центров ПТ верификация положения пациента перед началом отпуска дозы проводится ежедневно, снижается роль неточности в доставке дозы к  $CTV$ , связанной с погрешностями укладки пациента на лечебном столе. Многопольное облучение дополнительно повышает надежность покрытия  $CTV$  предписанной дозой [9, 10].

Учитывая, что в России до сих пор нет утвержденных методик определения размеров отступов на  $PTV$  при ПТ, в клинической практике используются стандартные отступы, характерные для фотонной терапии. Целью текущей работы являлось исследование физических параметров системы доставки пучка в установке для протонной терапии и анализ их долговременной стабильности. Полученные результаты позволили определить оптимальную для ПТ величину дополнительного отступа  $CTV-PTV$ , который позволяет учесть неопре-

деленности доставки дозы, связанные со стабильностью относительных дозиметрических параметров системы ПТ.

## 1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В Протонном центре ФГБУ ФНКЦРиО ФМБА России используется система ПТ «Proteus Plus» производства IVA (Ion Beam Applications, Бельгия) [11]. Она состоит из изохронного циклотрона  $C235-V3$  на основе магнита броневого типа [12] и четырех лечебных комнат. Циклотрон генерирует пучок протонов с максимальной энергией 235 МэВ, который затем поочередно транспортируется в лечебные комнаты. Понижение энергии до необходимого значения реализуется с помощью деградатора (поглотителя) переменной толщины, расположенного непосредственно после линии вывода пучка из циклотрона. Возможна доставка пучка протонов в лечебные комнаты с начальной энергией в диапазоне 100.0–226.1 МэВ. Данный диапазон энергий позволяет облучать опухоли, расположенные на глубинах 7.7–32.0 см. Для облучения опухолей, расположенных на меньших глубинах, на пути пучка непосредственно после выхода его из облучающей головки размещается дополнительный поглотитель из полиметилметакрилата.

Две лечебные комнаты ( $GTR1$  и  $GTR2$ ) оборудованы вращающимся на  $360^\circ$  гантри. Гантри — это вращающаяся массивная конструкция, на которой размещаются элементы системы транспортировки протонного пучка и облучающая головка. Благодаря вращению появляется возможность доставлять пучок протонов к мишени с любого направления. При этом пациент на протяжении всего процесса облучения располагается неподвижно в положении лежа вдоль оси вращения гантри. Третья лечебная комната оборудована наклонным пучком с двумя возможными фиксированными углами облучения  $30^\circ$  и  $90^\circ$ , также в положении пациента лежа. Четвертая комната позволяет облучать офтальмологические новообразования в положении пациента сидя.

Самая современная методика ПТ — активное сканирование карандашным пучком. Узкий (порядка нескольких миллиметров) пучок протонов, направление которого задается с помощью отклоняющих магнитов, сканирует область опухоли. Весь объем мишени разбивается на отдельные точки лучевого воздействия. В зависимости от формы, размеров и расположения облучаемого объема в системе планирования лечения создается план облучения, который по сути является инструкцией для системы ПТ, показывающей, в какое положение, с какой начальной энергией и интенсивностью следует доставить пучок протонов для достижения равномерного и безопасного распределения дозы.

Перед непосредственным началом клинической эксплуатации системы ПТ [13] был определен перечень параметров каждой лечебной комнаты, подле-

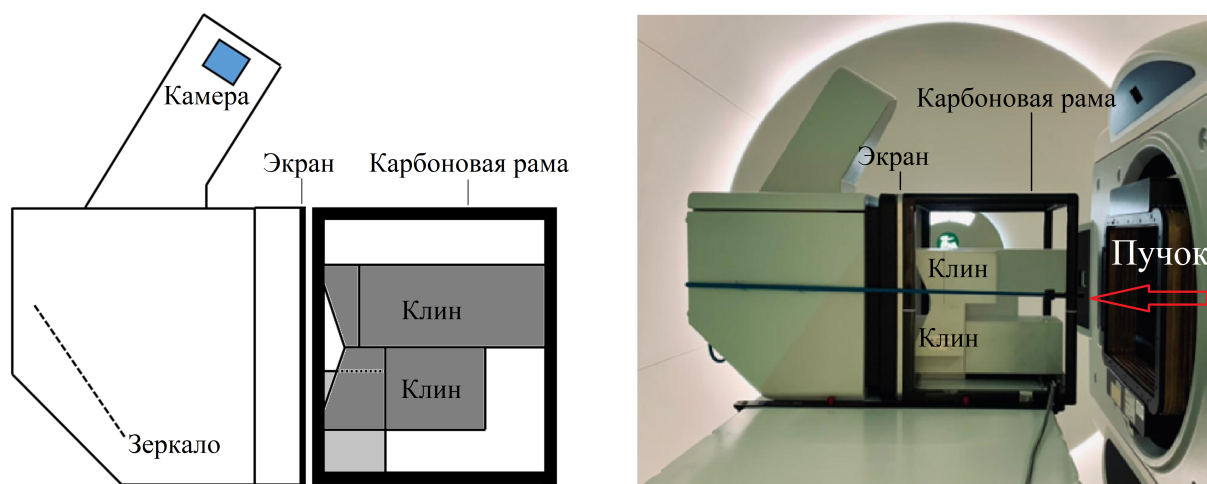


Рис. 1. Схематичное изображение устройства комплекса LyncPT+Sphinx и фото комплекса на лечебном столе при положении гантри 90°

жащих периодическому контролю. Необходимость периодического контроля обусловлена необходимостью каждый день облучать пациентов пучком неизменного качества. Перечень, описание и периодичность контрольных процедур составляет программу гарантии качества. Основой программы гарантии качества ПТ в настоящее время является отчет рабочей группы TG-224 [14] Американской ассоциации физиков в медицине. Были проведены работы по адаптации этого документа для нашего центра с учетом характеристики используемого терапевтического и дозиметрического оборудования. Был проанализирован ежедневный опыт организации гарантии качества других протонных центров [15–17] с целью поиска наилучшего способа организации программы гарантии качества ПТ. Поскольку измерения, которые проводятся ежедневно, суммарно за год занимают наибольшее время, их оптимизация позволяет более рационально использовать время, предназначенное для клинического использования системы ПТ [18].

Ежедневные измерения проводятся по утрам до начала лечения пациентов. Для утренних измерений используется комплект, состоящий из сцинтилляционного детектора Lync PT (IBA Dosimetry, Бельгия) и фантома Sphinx (IBA Dosimetry, Бельгия), управляемый с помощью программного обеспечения MuQA (IBA Dosimetry, Бельгия). Поскольку устройства производятся одной и той же компанией и спроектированы для комбинирования, их легко соединять механически. Схематично устройство комплекта представлено на рис. 1.

LyncPT состоит из сцинтилляционного экрана из пластика (толщиной 0.6 мм), содержащего оксиортосиликат гадолия, соединенного с ПЗС-камерой, которые помещены в компактный светонепроницаемый корпус. Экран LyncPT имеет активную площадь  $30 \times 30 \text{ см}^2$  и обладает эффективным пространственным разрешением 0.5 мм.

При прохождении протонов через сцинтиллятор образуются фотоны (зеленый свет, длина волны 540 нм), которые отражаются зеркалом и собираются ПЗС-камерой. Чтобы регулировать количество света, попадающего на ПЗС-матрицу, можно установить расположенную в камере апертуру в широком диапазоне положений от полностью открытой до полностью закрытой. В этой работе проводились измерения с полностью открытой апертурой. Для получения изображений, коррекции необработанных данных и быстрого анализа данных использовалось программное обеспечение IBA MuQA, предназначенное для комплекса LyncPT+Sphinx. Чтобы удалить визуальные шумы электронной камеры перед каждым сеансом облучения детектора автоматически получается набор из 10 «темных изображений», каждое со временем экспозиции 200 мс. Затем получали одно изображение с длительной экспозицией (30 с).

Фантом Sphinx (рис. 2) является дополнительной системой к дозиметру LyncPT и состоит из кубической рамы из углеродного волокна, удерживающей несколько блоков из водозэквивалентного пластика RW3 различной формы. Благодаря легкой конструкции он имеет общий вес менее 3.5 кг. Четыре фиксированных клина (с физической толщиной от 2 см до 6.5 см), а также два неподвижных неклиновых блока по 4 и 15 см, которые располагаются перед нижними клиньями — таким образом, общая максимальная толщина составляет от 10.5 см до 21.5 см соответственно. Кроме того, перед верхними клиньями можно разместить три сменных блока (толщиной 10 см, 20 см или 25 см), в результате чего максимальная толщина клиньев составит 16.5 см, 26.5 см и 31.5 см соответственно.

В дополнительный однородный блок из RW3 помещается съемная плоскопараллельная ионизационная камера IBA PPC05 для измерения радиационного выхода. Свинцовый сферический маркер диаметром 2 мм размещен в центре плоско-

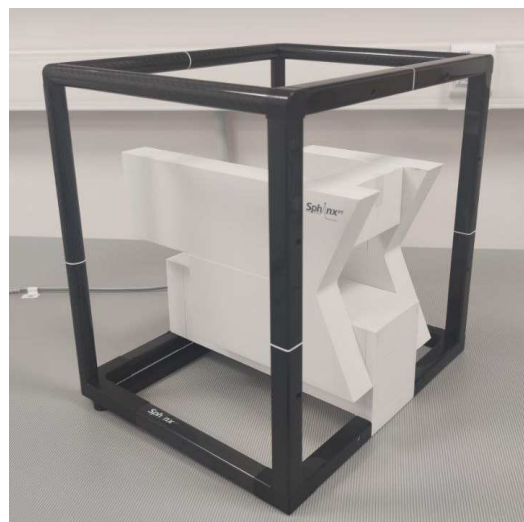


Рис. 2. Общий вид фантома Sphinx

сти сцинтилляционного экрана, чтобы была возможность измерить совпадение между центральными осями протонного пучка и рентгеновской системы формирования изображения. Оставшаяся часть рамы не имеет блоков RW3 и используется для измерения сигмы протонного пучка вместе с абсолютным и относительным положениями узкого протонного пучка.

Набор пучков, используемый в работе, содержит четыре энергии (106 МэВ, 145 МэВ, 172 МэВ и 221 МэВ). Каждой энергией равномерно облучается область, соответствующая одному из четырех клиньев фантома, предназначенных для измерения пробега (рис. 2). Также каждой энергией формируется единичный узкий пучок определенной интенсивности, предназначенный для измерения размера и позиции пучка. Кроме того, единичным пучком с энергией 106 МэВ облучается свинцовый маркер для измерения коллинеарности протонной и рентгеновской систем. Пучком с энергией 221 МэВ равномерно облучается область непосредственно на экране LyncRT для возможности анализа гомогенности широкого поля, а также несколько единичных пучков с разной интенсивностью, также облучающих непосредственно экран Lync. В настоящей работе мы проводили измерение коллинеарности рентгеновской и протонной систем, положение пучка и значения характеристик, относящихся к анализу постоянства энергии.

Ежедневное измерение совпадения изоцентра рентгеновского и протонного пучков позволяет гарантировать правильность положения пациента относительно системы ПТ. При облучении единичным протонным пучком свинцового маркера диаметром 2 мм на экране сцинтилляционного детектора Lync RT образуется распределение сигнала, на котором хорошо виден сигнал от центрального протонного пучка с областью «тени» от свинцового маркера (рис. 3).

Программное обеспечение автоматически ищет

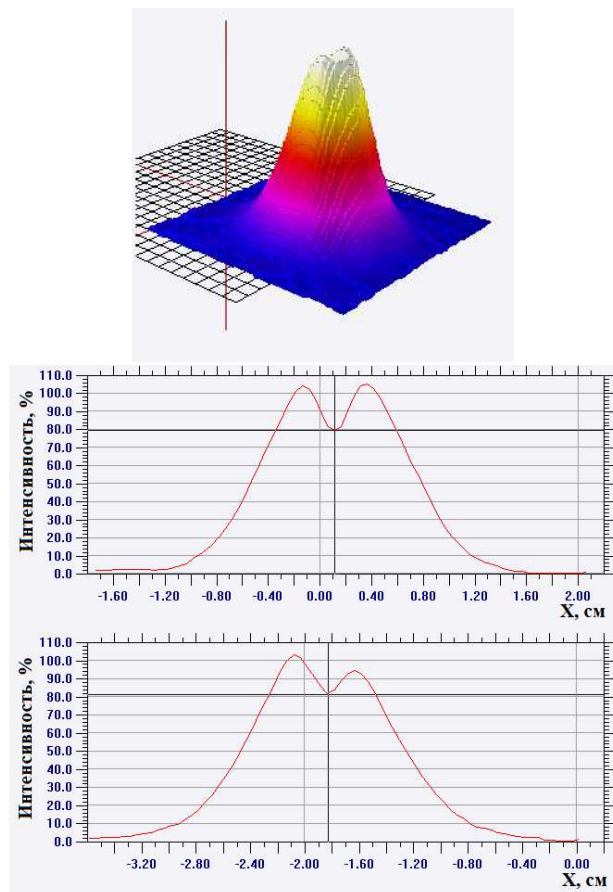


Рис. 3. Визуализация сигнала на экране LyncRT, используемого для определения коллинеарности протонной и рентгеновской систем

координату свинцового маркера с помощью движущегося порога и бинаризации изображения. Координата центроида протонного пучка определяется автоматически как положение середины отрезка на уровне 50% сигнала.

Расчет относительного положения протонной и рентгеновской систем производился по формулам:

$$X = X_{\text{марк}} - X_{\text{пуч}}, \quad (1)$$

$$Y = Y_{\text{марк}} - Y_{\text{пуч}}, \quad (2)$$

где  $X$  и  $Y$  — взаимное отклонение осей протонной и рентгеновской систем,  $X_{\text{марк}}$  и  $Y_{\text{марк}}$  — координаты свинцового маркера,  $X_{\text{пуч}}$  и  $Y_{\text{пуч}}$  — координаты центроида пучка.

Для взаимного отклонения осей протонной и рентгеновской систем отчет TG-224 рекомендует предельное значение в  $\pm 1$  мм.

Профиль узкого пучка характеризуется несколькими параметрами. Наиболее сильно на точность доставки дозы к мишени влияют размер и положение пучка. Из них точность положения узкого пучка может повлиять на переопределение отступа на PTV.



В качестве положения центроида узкого пучка принимается координата точки с максимальным значением сигнала в выбранной области. Значение сигнала в точке центроида принималось за локальные 100%. На проходящих через центроид ортогональных осях вычислялось значение  $2\sigma$ , что интерпретировалось как размер профиля пучка для данной энергии (рис. 4). Допустимое отклонение положения центроида профиля пучка от реперных значений составляло  $\pm 1$  мм.

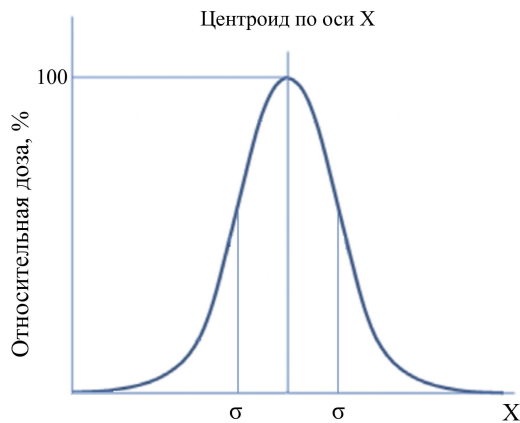


Рис. 4. Профиль узкого пучка с его характерными параметрами

Для определения постоянства выбора энергии системой ПТ хорошо подходит измерение глубинных распределений дозы квазимоноэнергетических протонных пучков в воде. Можно измерять положение пика Брэгга или полный пробег протонного пучка с той или иной энергией и сравнивать с изначальными значениями, полученными при вводе системы в эксплуатацию. Хотя пробег частицы — это полный путь, пройденный заряженной частицей в веществе, его точное определение является затруднительным. В ПТ под пробегом понимают R90 — это глубина дальнего края кривой глубинного распределения (пика Брэгга) на уровне сигнала, составляющего 90% от максимального значения по центральной оси пучка. Однако измерения посредством водного фантома весьма длительны по времени, поэтому существует методика, позволяющая упростить измерение постоянства выбора энергии.

При анализе относящихся к энергии параметров ежедневной программы гарантии качества системы ПТ производится облучение клиновидных элементов фантома Sphinx [19]. Клиновидные элементы фантома разные и сконструированы таким образом, чтобы при облучении их набором квазимоноэнергетических протонных пучков соответствующей энергии на экране сцинтилляционного детектора Lync создавалось характерное распределение интенсивности сигнала. Каждому из клиньев соответствует одна из четырех энергий пучка: 106 МэВ, 145 МэВ, 172 МэВ, 221 МэВ.

С помощью ПО IBA MuQA создаются кривые распределения интенсивности сигнала вдоль цен-

тральной линии равномерно просканированного поля. Вычисляется первая производная необработанного сигнала для определения физического края соответствующего клина. Окончательная кривая глубинной дозы рассчитывается путем присвоения значения глубины каждому пикселю изображения (рис. 5).

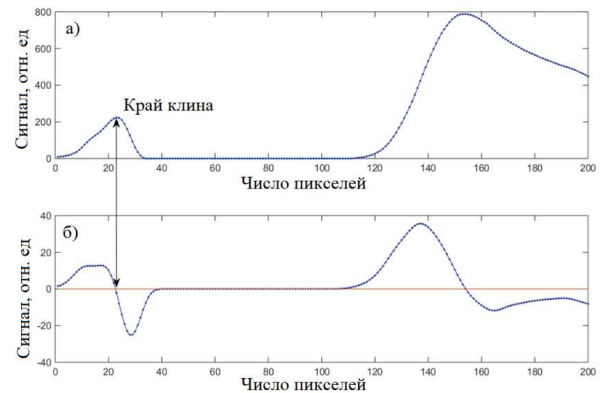


Рис. 5. Общий вид кривых необработанного сигнала (а) и его первой производной (б)

С целью оценки постоянства выбора энергии проводится анализ параметров данных кривых (рис. 6):

- дальней глубины (DD — distal depth), то есть положения дальней точки с интенсивностью 80% от максимальной интенсивности кривой распределения;
- ближней глубины (PD — proximal depth), то есть положения ближней точки с интенсивностью 80% от максимальной интенсивности кривой распределения;
- ширины пика (W — width), то есть расстояния между DD и PD;
- падения дозы (DFO — dose fall-off), то есть расстояния, на котором происходит падение интенсивности кривой на дальнем крае с 80% до 20%.

Для исследования был выбран интервал в 11 месяцев. В течение этого периода ежедневно проводились утренние измерения параметров системы ПТ в лечебных комнатах GTR1 и GTR2. Проводилось чередование положения угла гантри, при котором проводились измерения, то есть в каждый будний день проводилось измерение с одного угла из ряда  $0^\circ$ ,  $90^\circ$  или  $270^\circ$ . Таким образом, за период в 3 рабочие недели проводилось по 5 измерений при каждом из трех кардинальных положений углов гантри. В двух лечебных комнатах за исследуемый период было проведено 326 измерений каждого из параметров. По результатам 11-месячных измерений была зарегистрирована база данных [20–22].

Таблица 1. Результаты расчета систематической и случайной погрешностей исследуемых параметров в комнатах GTR1 и GTR2

Параметр		Значения погрешностей исследуемых параметров			
		GTR1		GTR2	
		$\Sigma$ , мм	$\sigma$ , мм	$\Sigma$ , мм	$\sigma$ , мм
Коллинеарность	X	0.04	0.16	0.14	0.14
	Y	0.15	0.20	0.08	0.18
Положение пучка	X	0.20	0.30	0.19	0.30
	Y	0.17	0.30	0.20	0.30
Постоянство выбора энергии	DD	0.07	0.11	0.07	0.10
	DFO	0.03	0.03	0.04	0.03
	PD	0.09	0.12	0.07	0.12
	W	0.04	0.07	0.08	0.08

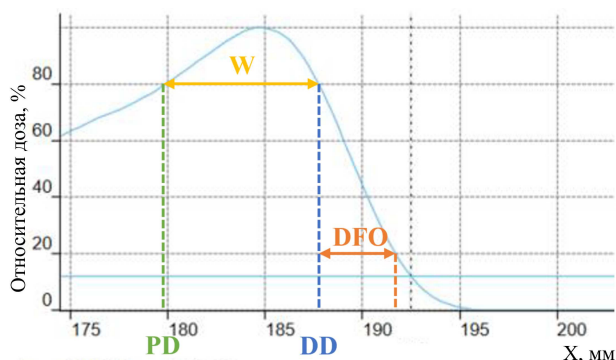


Рис. 6. Наглядное представление положения анализируемых параметров энергии на примере 172 МэВ

В публикации [23] предлагается формула для расчета отступа  $M$  от CTV к RTV, которая учитывает неточность укладки пациента от фракции к фракции:

$$M = \alpha \Sigma + \gamma \sigma, \quad (3)$$

где  $\Sigma$  — систематическая погрешность,  $\sigma$  — случайная погрешность,  $\alpha \sim 2 - 2.5$ ,  $\gamma \sim 0.7$ .

Сообщается об успешном применении данного подхода на практике [24]. Однако дополнительной неопределенностью при проведении ПТ являются в том числе девиации дозиметрических и механических параметров системы доставки протонного пучка. Так как в публикациях не встречается методики для расчета дополнительного отступа CTV-RTV, который бы учитывал точность доставки дозы системой ПТ, было принято решение подход, предложенный Хоскином с соавт. [23], спроецировать на результаты 11-месячного контроля стабильности параметров системы ПТ.

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты проведенных по методике [23] расчетов представлены в табл. 1.

Погрешности коллинеарности и положения пучка относятся к поперечным относительно оси пучка отступам. Параметры энергии относятся к дальнему и ближнему относительно направления пучка отступам.

Погрешности в поперечном направлении складываются из погрешностей положения пучка и коллинеарности. Погрешность в направлении распространения пучка складывается из погрешностей параметров энергии DD и PD. Пациент во время лечения обычно расположен лежа на спине. Пучок при этом направлен перпендикулярно оси «голова-ноги» пациента. Учитывая стандартную ориентацию пациента на лечебном столе (рис. 7) и систему координат LунхРТ, поперечные погрешности в направлении X применялись для расчета отступа в направлении голова-ноги пациента, поперечные погрешности в направлении Y применялись для расчета отступа в направлении лево-право и живот-спина пациента, аксиальные погрешности применялись для расчета отступа в направлении оси пучка.

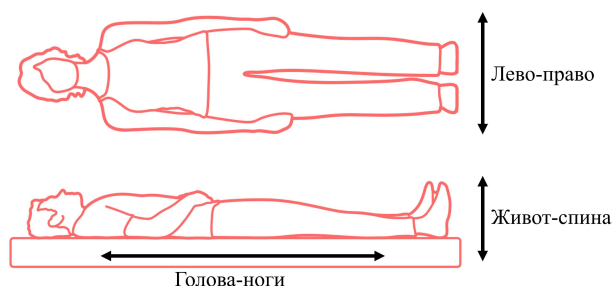


Рис. 7. Направления погрешностей относительно ориентации пациента

Результаты расчетов значений погрешностей представлены в табл. 2.

Подставив полученные значения в формулу (3) и приняв значение коэффициента  $\alpha = 2.5$ , получим значения отступов (табл. 3). Значение  $\alpha$  было выбрано равным 2.5 с целью получения наиболее полного покрытия мишени.

Таблица 2. Результаты расчета систематической и случайной погрешностей в различных направлениях в ком-натах GTR1 и GTR2

Направление погрешности относительно пациента		Значения погрешностей, мм	
		GTR1	GTR2
$\Sigma$	Голова–ноги	0.20	0.20
	Лево–право, живот–спина	0.20	0.20
	Вдоль оси пучка	0.11	0.10
$\sigma$	Голова–ноги	0.30	0.40
	Лево–право, живот–спина	0.40	0.30
	Вдоль оси пучка	0.16	0.15

Таблица 3. Результаты расчета отступа отступов, учитывающих точность системы ПТ

Направление	Отступ, мм	
	GTR1	GTR2
Голова–ноги	0.8	0.8
Лево–право, живот–спина	0.8	0.8
Вдоль оси пучка	0.4	0.4

В случае однополевой оптимизации возможно использование указанных в табл. 3 значений при выборе минимального дополнительного отступа СТ-РТВ. При многополевой оптимизации целесообразно использовать 0.8 мм для однородного дополнительного отступа, учитывающего любое направление поля.

Расчитанные значения представляют собой минимальные дополнительные отступы в соответствующих направлениях, которые следует делать при планировании ПТ в нашей клинике. Применение данных дополнительных отступов, учитывающих

точность доставки дозы системой ПТ, может потенциально повысить вероятность покрытия СТ-предписанной дозой. Таким образом, снижается вероятность возникновения рецидива опухоли после курса облучения.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное в течение 11 месяцев исследование стабильности относительных дозиметрических параметров системы ПТ показало их высокое постоянство. Благодаря анализу результатов 326 проведенных измерений было показано, что положение и размер узкого протонного пучка, коллинеарность протонной и рентгеновской систем, а также работа системы выбора энергии обеспечивают стабильность, достаточную для удовлетворения рекомендаций, изложенным в отчете TG-224. Положение узкого протонного пучка оставалось в пределах  $\pm 1$  мм от реперного значения. Размер узкого протонного пучка оставался в пределах  $\pm 4\%$  от реперного значения. Коллинеарность протонной и рентгеновской систем были в пределах  $\pm 1$  мм.

Представлен метод, отличный от общепринятого подхода, позволяющий определить специфический для данной системы ПТ дополнительный отступ СТ-РТВ с учетом стабильности относительных дозиметрических параметров системы ПТ. Новый метод в сравнении с общепринятым подходом позволяет снизить вероятность возникновения рецидива опухоли. Осознанный подход к выбору отступа СТ-РТВ позволит избежать избыточного облучения здоровых тканей, что может привести к снижению частоты и тяжести лучевых реакций. Методику расчета отступа, учитывающего точность доставки дозы системой ПТ, предлагается применять во вновь открывающихся центрах ПТ. Расчет отступов в случае подвижных мишеней может опираться на представленный результат, добавляя его к поправке на движение во время облучения.

- [1] Черняев А.П. Взаимодействие ионизирующего излучения с веществом. / А.П. Черняев. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2004. ISBN 5-9221-0432-2.
- [2] Климанов В.А. Дозиметрическое планирование лучевой терапии. Часть 2. Дистанционная лучевая терапия пучками заряженных частиц и нейтронов. Брахитерапия и радионуклидная терапия: учебное пособие. М.: МИФИ, 2008.
- [3] Климанов В.А., Самойлов А.С., Удалов Ю.Д. и др. // Медицинская радиология и радиационная безопасность. **64**, № 2. 23. (2019).
- [4] Dosanjh M., Cirilli M., Myers S., Navin S. // *Frontiers in Oncology*. **6**. 9. (2016).
- [5] International Commission on Radiation Units. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. International Commission on Radiation Units & Measurements. **50**. (1993).
- [6] Hodapp N. // *Strahlentherapie und Onkologie: Organ der Deutschen Röntgengesellschaft*. **188**, N 1. 97. (2012).
- [7] Niyazi M, Andratschke N, Bendszus M. et al. // *Radiother Oncol*. **184**. 109663. (2023).
- [8] Park PC, Zhu XR, Lee AK. et al. // *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. **82**, N 2. 329. (2012).
- [9] Liebl J., Paganetti H., Zhu M., Winey B.A. // *Medical Physics*. **41**, N 9. 091711. (2014).
- [10] Langen K., Zhu M. // *Seminars in Radiation Oncology*. **28**, N 3. 248. (2008).
- [11] Шулепова Л.И., Маслюкова Е.А., Бондаренко А.В. и др. // Медицинская физика. **83**, № 3. 43. (2019).
- [12] Галкин Р.В., Гурский С.В., Карамышева Г.А. и др. // Журнал технической физики. **84**, № 6. 132. (2014).
- [13] Шулепова Л.И., Маслюкова Е.А., Колесников А.Н.

- и др. // Медицинская физика. **88**, № 4. 46. (2020).
- [14] Arjomandy B., Taylor P., Ainsley C. et al. // *Medical Physics*. **46**, N 8. 678. (2019).
- [15] Almutayshid M., Helo Y., Kasparek A. et al. // *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. **18**, N 5. 210. (2017).
- [16] Actis O., Meer D., Kunig S. et al. // *Phys Med Biol*. **62**, N 5. 1661. (2017).
- [17] Ding X., Zheng Y., Zeidan O., et al. // *J Appl Clin Med Phys*. **14**, N 2. 115. (2013).
- [18] Киселев В.А., Демидова А.М., Маслюкова Е.А., Фокина Е.С. // Медицинская физика. **89**, № 1. 22. (2021).
- [19] Киселев В.А., Демидова А.М., Удалов Ю.Д. и др. // Медицинская физика. **95**, № 3. 65. (2022).
- [20] Свидетельство о государственной регистрации базы данных №2023621885 РФ. «База данных результатов проверок постоянства параметров системы протонной терапии»: № 2023620926: заявл. 03.04.2023: опублик. 07.06.2023 / В. А. Киселев, Ю. Д. Удалов, С. Е. Гриценко, А. М. Демидова; заявитель ФГБУ ФНКЦРиО ФМБА России.
- [21] Удалов Ю.Д., Крючко Д.С., Слобина Е.Л. и др. // Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2021620627 РФ. База данных пациентов, получавших протонную терапию по поводу онкологических заболеваний в системе ФМБА России №2021620501 // Заявл. 26.03.2021: опублик. 02.04.2021; заявитель ФГБУ ФНКЦРиО ФМБА России
- [22] Тихомиров Н.Е., Удалов Ю.Д. // Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2022660422 РФ. Прототип — 21 № 2022619817 // Заявл. 27.05.2022: опублик. 03.06.2022; заявитель ФГБУ ФНКЦРиО ФМБА России
- [23] Hoskin P., Greener T., Kirby M. et al. On Target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. A Joint RCR/IPEM/SCoR Report. Royal College of Radiologists, 2008.
- [24] Головина, И.А., Лебедева Ж.С. // Медицинская физика. **75**, № 3. 10 (2017).

## Experimental Study and Quantitative Analysis of the Physical Parameters of the Proton Therapy Scanning Beam Delivery System

V.A. Kiselev<sup>1,a</sup>, A.P. Chernyaev<sup>2,b</sup>, Yu.D. Udalov<sup>1,c</sup>, M.A. Belikhin<sup>3</sup>, A.M. Demidova<sup>1</sup>, S.E. Gritsenko<sup>1</sup>

<sup>1</sup> «Federal Scientific Clinical Center for Medical Radiology and Oncology» of FMBA of Russia  
Dimitrovgrad, Ulyanovsk Region, 433506, Russia

<sup>2</sup> Lomonosov Moscow State University, Faculty of Physics, Department of Accelerator Physics and Radiation Medicine  
Moscow 119991, Russia

<sup>3</sup> P.N. Lebedev Physical Institute of the Russian Academy of Sciences  
Moscow, 119991, Russia

E-mail: <sup>a</sup> [kiselevva@fvcmrmba.ru](mailto:kiselevva@fvcmrmba.ru), <sup>b</sup> [a.p.chernyaev@yandex.ru](mailto:a.p.chernyaev@yandex.ru), <sup>c</sup> [Vmp@fvcmrmail.ru](mailto:Vmp@fvcmrmail.ru)

The development of proton therapy techniques imposes strict requirements for the accuracy of proton beam delivery. Existing methods for determining the planning target volume allow one to take into account only the influence of patient positioning errors before the start of irradiation. In this paper, the results of work on taking into account proton therapy system beam delivery errors for determining the planning target volume are presented. The technique for measuring the proton beam parameters and analyzing the measurement results is described. The calculation of the minimum required margin from the clinical target volume is carried out to guarantee its irradiation, taking into account the errors in beam delivery by the proton therapy system.

PACS: 87.53.Qc.

*Keywords:* proton therapy, medical accelerators, errors, quality assurance.

*Received* 09 March 2024.

English version: *Moscow University Physics Bulletin*. 2024. **79**, No. 4. Pp. 516–523.

### Сведения об авторах

- Киселев Василий Алексеевич — зав. службой медико-физического сопровождения радиотерапии; e-mail: [kiselevva@fvcmrmba.ru](mailto:kiselevva@fvcmrmba.ru).
- Черняев Александр Петрович — доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой; e-mail: [a.p.chernyaev@yandex.ru](mailto:a.p.chernyaev@yandex.ru).
- Удалов Юрий Дмитриевич — доктор мед. наук, доцент, ген. директор; e-mail: [Vmp@fvcmrmail.ru](mailto:Vmp@fvcmrmail.ru).
- Белихин Михаил Александрович — канд. физ.-мат. наук, мл. науч. сотрудник; e-mail: [mikhailbelikhin@protom.ru](mailto:mikhailbelikhin@protom.ru).
- Демидова Анна Михайловна — медицинский физик; e-mail: [demidovaam@fvcmrmba.ru](mailto:demidovaam@fvcmrmba.ru).
- Гриценко Сергей Ефимович — канд. мед. наук, нач. протонного и фотонного центра, врач-радиотерапевт; e-mail: [gritsenkose@fvcmrmba.ru](mailto:gritsenkose@fvcmrmba.ru).