

УДК 615.849.12

НЕАНТРОПОМОРФНЫЙ ВОДНЫЙ ДИНАМИЧЕСКИЙ ФАНТОМ ДЛЯ ПРОТОННОЙ ТЕРАПИИ СКАНИРУЮЩИМ ПУЧКОМ

© 2022 г. М. А. Белихин^{а, б, *}, А. А. Пряничников^{а, б}, А. П. Черняев^б, А. Е. Шемяков^а

^а Физический институт им. П.Н. Лебедева Российской академии наук, Москва, 119991 Россия

^б Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва, 119991 Россия

*E-mail: mikhailbelikhin@yandex.ru

Поступила в редакцию 31.05.2022 г.

После доработки 31.05.2022 г.

Принята к публикации 06.06.2022 г.

В работе продемонстрированы возможности компактного неантропоморфного водного динамического фантома для протонной терапии сканирующим пучком. Данный фантом позволяет моделировать интрафракционное движение тканеэквивалентной мишени в водной среде в различных режимах. Конструкция фантома оптимизирована под работу с установками с фиксированным горизонтальным пучком без гантри. Мишени фантома совместимы со стандартным дозиметрическим оборудованием, таким как ионизационные камеры и дозиметрические пленки. Динамический фантом имеет малые габаритные размеры и массу, низкую себестоимость, широкий функционал с возможностью его доработки, а также прост в эксплуатации. Фантом может использоваться как для исследовательских целей, так и рутинной процедуры контроля качества протонной терапии интрафракционно движущихся опухолей.

Ключевые слова: протонная терапия сканирующим пучком, динамический фантом, интрафракционное движение

DOI: 10.56304/S207956292203006X

ВВЕДЕНИЕ

Расширение области применения протонной лучевой терапии [1] сканирующим пучком на локализации грудной клетке и брюшной полости осложняется существенным влиянием интрафракционного движения [2] внутренних органов и тканей. Прямой перенос методов компенсации такого движения из традиционной фотонной лучевой терапии в протонную терапию затруднителен [3] и требует проведения дополнительных экспериментальных исследований. Разработка новых методов компенсации интрафракционного движения, их тестирование, оценка их эффективности, а также рутинный контроль качества реализующих их систем и алгоритмов – все это требует соответствующего оборудования. Для решения данных задач используются динамические фантомы – приборы, моделирующие интрафракционное движение целевого объема в тканеэквивалентной среде. Такие фантомы подразделяются на два основных типа: антропоморфные и неантропоморфные [4]. Доступные к покупке динамические фантомы промышленного производства [5] имеют крайне высокую стоимость, поэтому часто могут быть недоступны для малых исследовательских групп. Кроме того, фантом промышленного

производства может иметь недостаточный функционал, а его доработка при этом может быть проблематична. К тому же антропоморфные фантомы, хотя и повторяют анатомию человека, являются твердотельными (изготавливаются из специальных пластиков), что затрудняет проведение абсолютной дозиметрии, так как проведение таких измерений не рекомендовано МАГАТЭ [6]. Поэтому некоторые исследовательские группы разрабатывают собственные эксклюзивные динамические фантомы [7–9] под свои исследовательские задачи. В текущей работе продемонстрированы возможности компактного неантропоморфного водного динамического фантома, разработанного совместно в АО ПРОТОМ и ФТЦ ФИАН для работы на комплексе протонной терапии “Прометеус” [10, 11].

КОНСТРУКЦИЯ И ПРИНЦИП ДЕЙСТВИЯ

Разработанный динамический фантом (рис. 1, табл. 1) представляет собой емкость с водой размером $20 \times 20 \times 20$ см с помещенной в нее тканеэквивалентной мишенью. Емкость выполнена из листового оргстекла толщиной 5 мм. Позиционирование мишени внутри объема фантома осуществляется по одной координате с помощью мо-

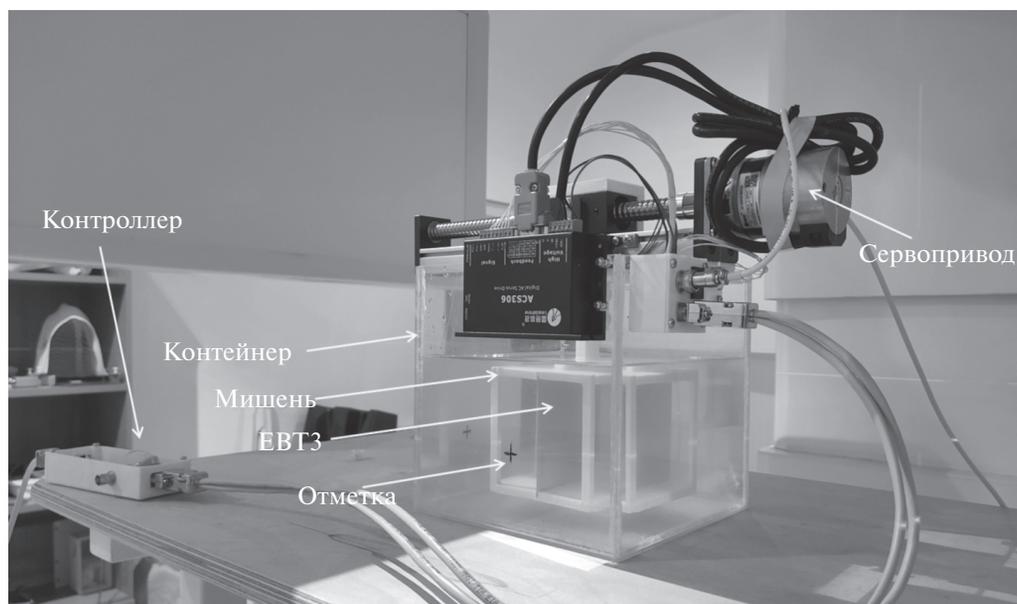


Рис. 1. Внешний вид динамического фантома с указанием основных функциональных элементов.

дуля линейного перемещения. Данный модуль состоит из шарико-винтовой передачи и серводвигателя с оптическим энкодером. Модуль позволяет позиционировать мишень с высокой повторяемостью и абсолютной точностью на уровне ± 0.1 мм с шагом 0.01 мм. Контроль крайних положений мишени обеспечивается концевыми датчиками. Установка начала отсчета производится по датчику Холла.

Мишень фантома изготовлена из PLA-пластика с помощью технологии 3D-печати и имеет габаритные размеры $10 \times 10 \times 10$ см. Она состоит из верхнего, нижнего оснований, ребер и боковых ограничителей. Основания мишени имеют попе-

речные и продольные пазы с шагом 10 мм и шириной 0.5 мм, служащие для размещения радиохромных пленок размером 90×100 мм. Ребра обеспечивают соединение верхнего и нижнего оснований таким образом, что внутренняя область мишени заполняется водой, а боковые окна обеспечивают беспрепятственный подвод пучка. Боковые ограничители выполняют одностороннюю фиксацию пленок, что позволяет анализировать их в единой системе отсчета относительно мишени. Все детали мишени выполнены с 10%-ым заполнением, что повышает их видимость при конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ). Установка мишени на модуль линейного

Таблица 1. Основные технические характеристики динамического фантома

Параметр	Величина
Размер контейнера, см	$20 \times 20 \times 20$
Размер мишени, см	Не более $10 \times 10 \times 10$
Материал контейнера	Оргстекло
Материал мишени	PLA-пластик с 10%-ым заполнением
Толщина стенки контейнера, мм	5
Масса, кг	Не более 7
Шаг позиционирования, мм	0.01
Точность позиционирования, мм	Не хуже ± 0.1
Управление	ПК (RS485)
Дозиметрия	ЕВТЗ; PinPoint 31022

перемещения производится с помощью универсального пластикового крепления. Имеется возможность изготовления других мишеней под любые исследовательские задачи и их оперативной замены непосредственно в процессе работы.

Управление модулем линейного перемещения производится с помощью контроллера через драйвер. Контроллер имеет интерфейс RS485, с помощью которого подключается к управляющему персональному компьютеру. Интерфейс RS485 обеспечивает помехоустойчивый обмен данными при длине кабеля в несколько десятков метров, что позволяет размещать управляющий компьютер при работе с фантомом в пультовой комнате ускорителя. Контроллер также оснащен модулями АЦП и ЦАП. Модуль АЦП используется для оцифровки аналогового сигнала внешней синхронизации, а модуль ЦАП – для формирования сигналов движения.

Конструкция фантома оптимизирована под работу на протонных установках с горизонтальным пучком. Оптимизация подразумевает отсутствие металлических конструктивных элементов в области облучения с целью исключения искажений дозовых полей, артефактов изображений КЛКТ и ограничений в возможных ракурсах подвода пучка.

При разработке динамического фантома использовались наиболее доступные и широко распространенные компоненты и материалы, что обеспечивает низкую себестоимость и возможность серийного производства.

МОДЕЛИ ДВИЖЕНИЯ

Динамический фантом позволяет моделировать интрафракционное движение мишени в пяти режимах: свободное дыхание (Free Breathing – FB); дыхание с задержками на глубоком вдохе (Deep Inspiration Breathing Hold – DIBH); свободное дыхание с флуктуациями (Free Breathing with Errors – FBwE); дыхание с задержками на глубоком вдохе с флуктуациями (Deep Inspiration Breathing Hold with Errors – DIBHwE); внешняя синхронизация (External Sync – ES).

Режимы FB, DIBH, FBwE, DIBHwE построены на основе интрафракционного движения, индуцированного дыханием. Модель движения мишени в этих режимах основана на ритме дыхания человека, состоящего из фаз вдоха, выдоха, паузы дыхания и задержки на глубоком вдохе. Соответствующие фазы описываются линейными функциями, что существенно упрощает алгоритмы управления и обеспечивает высокую предсказуемость траектории движения. Допущение линейного изменения положения мишени хотя и идеализирует модель движения и отдаляет ее от реальности, однако не вносит существенных ошибок в

эксперименты, поскольку распределение дозы в мишени зависит, прежде всего, не от закона изменения положения мишени, а от фазы, в которой пучок подводится к мишени. В случае необходимости моделирования движения по закону, максимально приближенному к реальному интрафракционному движению, необходимо использовать режим ES.

Режим ES позволяет модулировать положение мишени в пространстве внешним аналоговым сигналом произвольной формы в реальном времени. Например, с помощью данного режима можно производить моделирование интрафракционного движения, вызванного сердцебиением или перистальтикой, а также моделирование движения по сигналу дыхания реального пациента в реальном времени, что позволяет приблизить модель движения мишени фантома к реальности при исследовании эффективности методов компенсации движения [2].

В зависимости от ориентации динамического фантома относительно направления подвода пучка возможно моделирование различных типов движения. Если пучок подводится перпендикулярно к плоскости, в которой происходит движение мишени, то такое движение является поступательным и происходит без изменения плотности на пути пучка. Если пучок подводится параллельно направлению движения, то такое движение представляет собой изменение плотности на пути пучка. Если пучок подводится под некоторым углом к направлению движения, то такое движение является смешанным, поскольку происходит как геометрическое изменение положения мишени в пространстве, так и изменение плотности на пути пучка. Таким образом, использование перемещения мишени только вдоль одной координаты оказывается достаточным для моделирования различных типов интрафракционного движения.

ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Управление динамическим фантомом осуществляется в специализированном программном обеспечении (рис. 2), разработанном в среде NI LabWindows CVI. Программное обеспечение позволяет управлять положением мишени в ручном режиме, выбирать модель движения, настраивать временные и амплитудные параметры данной модели, контролировать состояние фантома и координату мишени, получать данные от концевых датчиков, а также визуализировать сигнал движения в реальном времени.

ТЕСТИРОВАНИЕ

Тестирование динамического фантома было проведено на комплексе протонной терапии

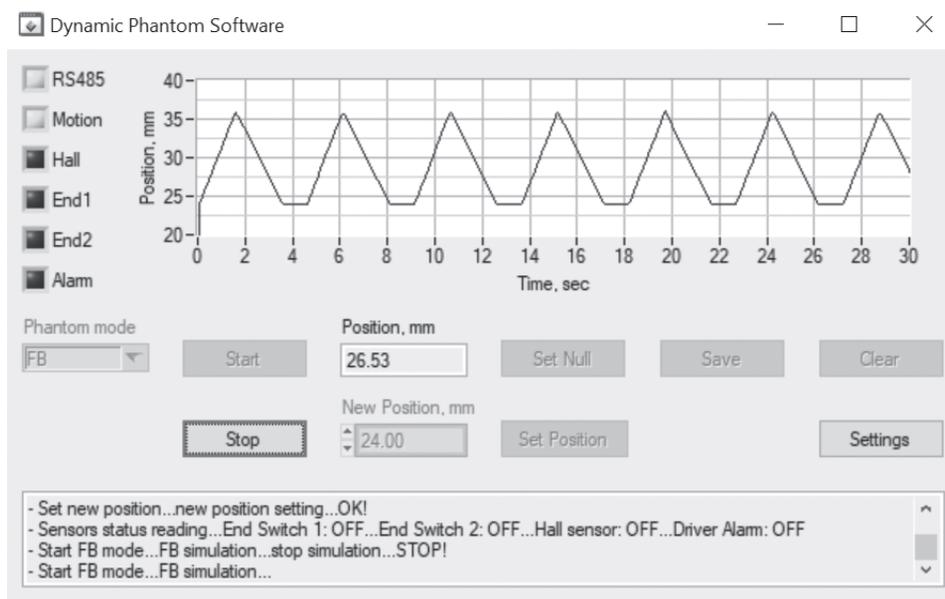


Рис. 2. Внешний вид программного обеспечения динамического фантома в процессе моделирования движения в режиме свободного дыхания (FB).

“Прометеус”, расположенном в г. Протвино. Позиционирование фантома в системе фиксации комплекса производится на специализированном столе с помощью лазерных указателей по меткам, нанесенным на корпус (рис. 1). Верифи-

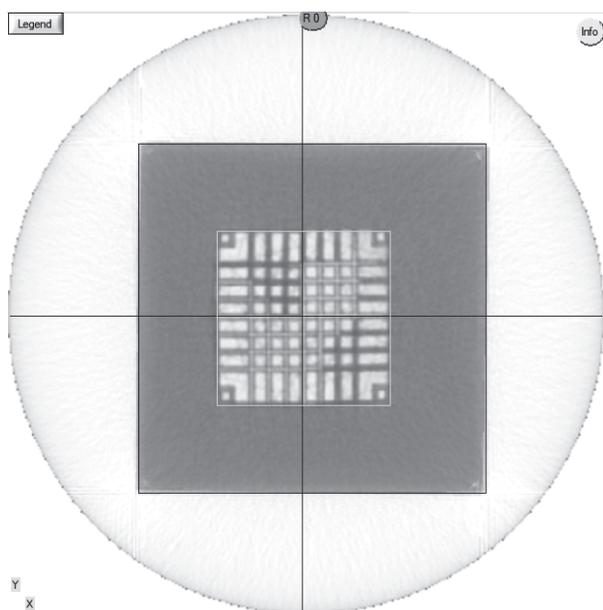


Рис. 3. Аксиальный срез КЛКТ динамического фантома в области нижнего основания мишени. На рисунке отчетливо видны пазы для установки дозиметрических пленок.

кация положения фантома проводится по двум ортогональным рентгеновским снимкам непосредственно перед началом облучения. КЛКТ фантома (рис. 3) выполняется при напряжении 140 кВ.

На основе КЛКТ производится расчет плана облучения, в котором РТВ имеет форму куба с объемом $5 \times 5 \times 5 \text{ см}^3$, а предписанная доза составляет 2 Гр. Доставка сканирующего пучка осуществляется с одного ракурса. Движение мишени происходит в режиме свободного дыхания в плоскости, перпендикулярной направлению подвода пучка. Ускорение протонов в синхротроне комплекса происходит в цикле с переменным периодом. Регистрация дозового распределения в центральном поперечном срезе мишени производится с помощью радиохромных пленок ЕВТЗ. Перед проведением облучения рассчитанный план был верифицирован с помощью ионизационной камеры PinPoint 31022.

Облучение мишени фантома по рассчитанному плану было произведено три раза: один раз без движения и два раза при движении с амплитудами 6 и 20 мм. Облученные пленки были оцифрованы и пересчитаны в дозовые распределения (рис. 4). Дозовое распределение в неподвижной мишени (рис. 4а) имеет высокую однородность на уровне 97.4%, что говорит о правильности выполнения рассчитанного плана облучения. Дозовые распределения в подвижной мишени (рис. 4б и 4в) имеют значительные искажения, вызванные интра-

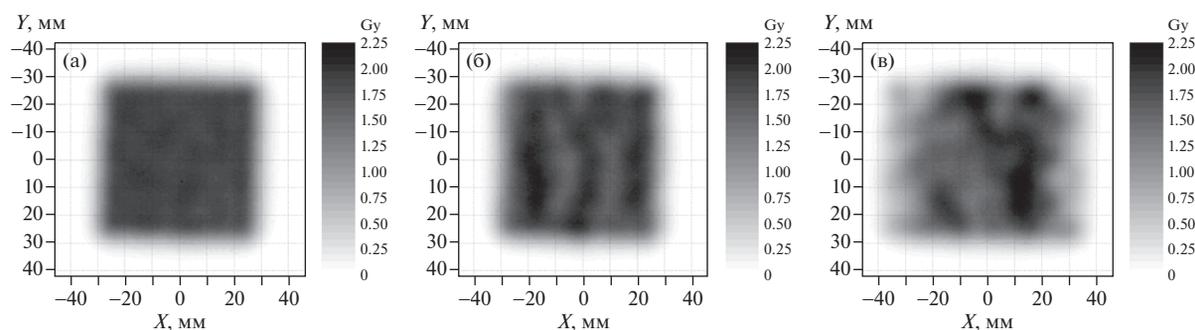


Рис. 4. Дозовые распределения в мишени: (а) без движения, (б) движение с амплитудой 6 мм, (в) движение с амплитудой 20 мм.

фракционным движением. Наблюдаемые эффекты говорят о работоспособности построенной модели интрафракционного движения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный неантропоморфный водный динамический фантом имеет низкую себестоимость, обладает высокой точностью и повторяемостью интрафракционного движения, реализует большой набор моделей движения, имеет компактные размеры и полностью совместим с протонными установками с горизонтальным сканирующим пучком. Все это позволяет использовать его как для широкого круга экспериментальных исследовательских задач, так и для рутинного контроля качества в клинической практике протонной терапии интрафракционно движущихся опухолей.

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при государственной поддержке в рамках Федеральной Научно-Технической Программы № 075-15-2021-1347 от 5 октября 2021 года от Министерства Науки и Высшего Образования Российской Федерации “Разработка новых технологий диагностики и лучевой терапии социально значимых заболеваний протонными и ионными пучками с использованием бинарных ядерно-физических методов”.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ/REFERENCES

1. Chernyaev A.P., Klenov G.I., Bushmanov A.Yu., Pryanichnikov A.A., Belikhin M.A., Lykova E.N. // *Med. Radiol. Rad. Bezopasn.* 2019. V. 64 (2). P. 11 (in Russian).
2. Kubiak T. // *Brit. J. Radiol.* 2016. V. 89. P. 1066.
3. Bertholet J., Knopf A., Eiben B., McClelland J., Greenwood A., Harris E., Menten M., Poulsen P., Nguyen D.T., Keall P., Oelfke U. // *Phys. Med. Biol.* 2019. V. 64 (15). P. 15TR01.
<https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab2ba8>
4. Trnková P. et al. // *Phys. Med.* 2018. V. 54. P. 121.
5. Rooney M., Kelly S. // *Phys. Med.* 2016. V. 32 (2). P. 425.
6. TRS-398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. 2000. Vienna: IAEA.
7. Kostiukhina N. et al. // *Phys. Med. Biol.* 2017. V. 62 (20). P. 8136.
8. Haas et al. // *Med. Phys.* 2014. V. 41 (2). P. 022106.
9. Perrin R.L. et al. // *Phys. Med. Biol.* 2017. V. 62. P. 2486.
10. Balakin V.E., Belikhin M.A., Pryanichnikov A.A., Shemyakov A.E., Strelnikova N.S. // *KnE Energy Phys.* 2018. V. 3 (2). P. 45.
11. Pryanichnikov A.A. et al. // *Phys. Part. Nucl. Lett.* 2018. V. 15 (7). P. 981.

Nonanthropomorphic Dynamic Water Phantom for Spot Scanning Proton Therapy

M. A. Belikhin^{1, 2, *}, A. A. Pryanichnikov^{1, 2}, A. P. Chernyaev², and A. E. Shemyakov¹

¹Lebedev Physical Institute of the Russian Academy of Sciences, Moscow, 119991 Russia

²Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119991 Russia

*e-mail: mikhailbelikhin@yandex.ru

Received May 31, 2022; revised May 31, 2022; accepted June 6, 2022

Abstract—This paper demonstrates the capabilities of a compact non-anthropomorphic water dynamic phantom for spot scanning proton therapy. This phantom simulates the intrafractional motion of a tissue-equivalent target in water based on various motion patterns. The design of the phantom is optimized for use with

fixed horizontal beam setups without gantry. The phantom targets are compatible with standard dosimetry equipment such as ionization chambers and dosimetric films. The dynamic phantom has small dimensions and weight, low cost, wide functionality with the possibility of its refinement, and is also easy to use. The phantom can be used both for research purposes and for routine quality assurance of proton therapy for intrafractionally moving tumors.

Keywords: spot scanning proton therapy, dynamic phantom, intrafractional motion