

## Автоматизированный замедлитель переменной толщины для протонной терапии

### Аннотация

В Медико-техническом комплексе Объединенного института ядерных исследований (г. Дубна) разработан и создан автоматизированный замедлитель переменной толщины для регулировки энергии протонного пучка, который будет применяться в методике трехмерной конформной радиотерапии при лечении онкологических заболеваний области головы и шеи. Устройство прошло серию экспериментальных проверок, результаты которых удовлетворяют поставленным задачам. Также замедлитель переменной толщины будет использован как одно из основных устройств в новой системе динамического облучения глубоко расположенных мишеней сложной формы.

### Введение

В 1985 году в Объединенном институте ядерных исследований (ОИЯИ), г. Дубна, на базе ускорителя протонов – фазотрона был создан Медико-технический комплекс (МТК), позволяющий проводить адронную терапию различных заболеваний. В 1999 году в МТК была разработана и внедрена современная трехмерная методика протонной радиотерапии, позволяющая конформно облучать опухоли различных локализаций [1].

Фазотрон – ускоритель с фиксированной энергией протонов на выходе из ускорительной камеры. Для использования выведенного пучка в лучевой терапии необходимо менять его энергию в некотором диапазоне. Так, например, для облучения опухолей головы и шеи требуется пучок с энергиями от 50 до 170 МэВ. Для уменьшения энергии при методе трехмерной конформной радиотерапии используются специальные плоскопараллельные блоки замедлителя из оргстекла различной толщины. Эта особенность имеет ряд негативных факторов: во-первых, смену блоков во время облучения персонал производит вручную, что влияет на повышение радиационной опасности этой процедуры, а также требует наличия специально отведенного места для хранения используемых блоков с наведенной радиоактивностью; во-вторых, блоки изготовлены с определенным шагом и имеют фиксированную толщину, что не позволяет менять энергию пучка непрерывно; в-третьих, нет возможности дистанционно менять толщину замедлителя (не входя в процедурную кабину), что требуется при различных дозиметрических измерениях и для реализации других методик лечения. Эти недостатки учтены при разработке специального автоматизированного устройства – замедлителя переменной толщины (ЗПТ), позволяющего менять толщину замедлителя в автоматическом режиме.

Создание ЗПТ – первый шаг к разработке системы динамического облучения глубоко расположенных мишеней сложной формы [2]. Под системой динамического облучения пациента подразумевается программно-аппаратный комплекс, включающий в себя ЗПТ, автоматический многолепестковый коллиматор, разработанный в МТК [3], а также специализированное программное обеспечение, позволяющий облучать опухоль протонным пучком с немодифицированным (узким) пиком Брэгга более конформно по сравнению с используемой методикой.

### Конструкция и технические характеристики устройства

Замедлитель переменной толщины изготовлен на базе модуля линейного перемещения фирмы «ТНК» (Япония) [4] с максимальным ходом каретки 370 мм (рис. 1). Исполняющий элемент модуля – высокоточная шарико-винтовая передача, позволяющая перемещать каретку поперек протонного пучка. Перемещение осуществляется шаговым двигателем, вал которого соединен с концом червяка шарико-винтовой передачи с помощью муфты. К каретке модуля прикреплен основной элемент ЗПТ – замедлитель в виде клина, выполненный из орг-

стекла, имеющий в горизонтальном сечении прямоугольный треугольник. Точка крепления к каретке – центр масс клина, спроецированный на основание. Крайние положения каретки ограничиваются концевыми выключателями и тем самым определяют максимальную и минимальную толщину замедлителя, выставленную с помощью ЗПТ на оси протонного пучка. Вспомогательный клин также выполнен из оргстекла и имеет в горизонтальном сечении прямоугольный треугольник с тем же острым углом, что и у основного клина. Вспомогательный клин неподвижен и закреплен на оси протонного пучка таким образом, чтобы его поверхность полностью перекрывала апертуру протонного пучка с размерами 100 × 100 мм. Основной и вспомогательный клинья обращены друг к другу гранями, которые соответствуют большим катетам треугольников, с зазором, не превышающим 2 мм. Диапазон изменения толщины замедлителя составляет от 24,5 до 112,0 мм в. э. (миллиметров водного эквивалента), а скорость изменения – 5 мм в. э./с с дискретностью установки 0,1 мм в. э.

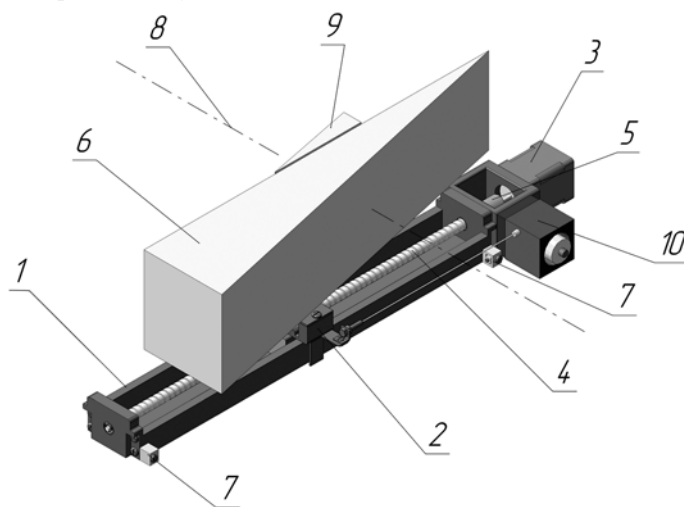


Рис. 1. Конструкция замедлителя переменной толщины (ЗПТ): 1 – модуль линейного перемещения; 2 – каретка; 3 – шаговый двигатель; 4 – червяк; 5 – муфта; 6 – основной клин замедлителя; 7 – концевые выключатели; 8 – ось протонного пучка; 9 – вспомогательный клин замедлителя; 10 – энкодер с тросовым выводом

стекла. Слежение за положением основного клина выполняет инкрементальный энкодер с тросовым выводом фирмы «Kubler», Германия [5]. Выводной конец троса датчика прикреплен к каретке, при движении которой трос вращает кодирующий барабан внутри датчика, по углу поворота которого определяется положение основного клина.

Вся конструкция устройства размещается на подвижной платформе лучевого стенда, причем ЗПТ легко устанавливается в зоне протонного пучка и выводится из этой зоны. Если необходимо убрать ЗПТ с оси пучка, то его следует переместить вверх на специальных направляющих стержнях с помо-

шью установленных на несущих платформах втулок (на рис. 1 не показаны). В верхнем положении ЗПТ фиксируется защелками, а в нижнем положении – стопорами. Габаритные размеры ЗПТ составляют 530 × 150 × 160 мм, а масса – около 5 кг.

### Принцип работы замедлителя переменной толщины

Замедлитель переменной толщины планируется использовать в МТК при проведении регулярных сеансов протонной лучевой терапии на пучках фазотрона, а также в качестве устройства точной регулировки энергии протонного пучка при разработке метода динамического облучения.

Каждый пациент, которому назначена протонная терапия, проходит тщательную предлучевую топометрическую подготовку. По данным МРТ и КТ врач-радиолог с помощью программы планирования облучения очерчивает опухоль (мишень) и выбирает направления облучения [1]. Одним из результатов работы программы планирования являются значения толщин замедлителя в миллиметрах водного эквивалента, выставляемые на пучке, которые задают различные энергии протонного пучка, необходимые для облучения мишени с разных направлений. Так, в среднем для одного пациента выбираются четыре направления облучения и соответственно четыре значения замедлителя протонного пучка для этих направлений, которые будет выставлять ЗПТ.

В ЗПТ при движении основного клина относительно неподвижного вспомогательного клина изменяется общая толщина материала замедлителя на пути пучка протонов, следовательно энергия пучка будет изменяться и максимум ионизации (пик Брэгга) будет менять свое положение вдоль оси пучка в теле пациента.

При динамическом методе облучения будет происходить преимущественно с одного направления пучком с немодифицированным пиком Брэгга. ЗПТ в этом случае будет работать совместно с многопестковым коллиматором, в автоматическом режиме по заданной программе выставлять необходимые толщины замедлителя, тем самым облучая опухоль послойно.

### Блок управления устройством

Управление замедлителем осуществляется в двух режимах: от персонального компьютера (автоматический режим) и полуавтоматически (ручной режим). Для этого блок управления разделен на две независимые схемы интерфейсов и плату коммутации режимов работы. В ручном режиме ЗПТ управляется с помощью выносного пульта, находящегося в процедурной кабине, путем введения оператором значений выставляемых толщин с клавиатуры. На пульте размещена индикаторная панель, отражающая введенное значение для проверки корректности ввода и текущее значение положения замедлителя. В автоматическом режиме ЗПТ полностью управляется от персонального компьютера с помощью блоков в стандарте КА-МАК [6]. Оператор ПК с помощью программы управления замедлителем задает с клавиатуры значение толщины либо загружает файл с данными значений толщин, которые необходимо установить последовательно (например, такой режим используется при динамическом методе лечения). Выбор режимов работы определяется переключением тумблера на лицевой панели выносного пульта.

### Экспериментальная проверка устройства

Испытания разработанного замедлителя переменной толщины проводились в процедурной кабине МТК, куда был выведен терапевтический протонный пучок с энергией 170 МэВ с фиксированным дополнительным замедлителем 50 мм в. э. Задачи экспериментальной проверки – апробация механических, электронных узлов и программного обеспечения, а также получение глубинно-дозовых распределений выведенного пучка с помощью ЗПТ. Для измерения этих распределений использовался прибор минидозограф – одномерный анализатор дозного поля, разработанный в МТК [7]. Минидозограф представ-

ляет собой водный фантом, внутри которого с помощью линейного привода перемещается миниатюрный полупроводниковый датчик.

Экспериментальная проверка состояла из двух этапов. На первом этапе на оси протонного пучка с помощью ЗПТ в ручном режиме был выставлен ряд значений толщин замедлителя ( $T_{ЗПТ}$ : 24,5; 40,0; 60,0; 80,0 мм в. э.), для которых с помощью минидозографа были измерены соответствующие глубинно-дозовые кривые DATA1-4 (рис. 2). Значения поглощенных доз были отнормированы к поглощенной дозе в первой измеренной точке водного фантома минидозографа для незамедленного протонного пучка ( $T_{ЗПТ} = 0$  мм в. э., кривая DATA0). Средние пробеги полученных пучков  $R_{82(1-4)}$ , измеренные по заднему спаду пика Брэгга на уровне 82 %, сравнились со значением среднего пробега  $R_{82(0)}$ . Результаты проверки сведены в табл. 1. Отклонения  $\delta$  выставляемых значений толщин замедлителя (столбец 5) не превышают 0,5 мм, что является приемлемым для данных измерений.

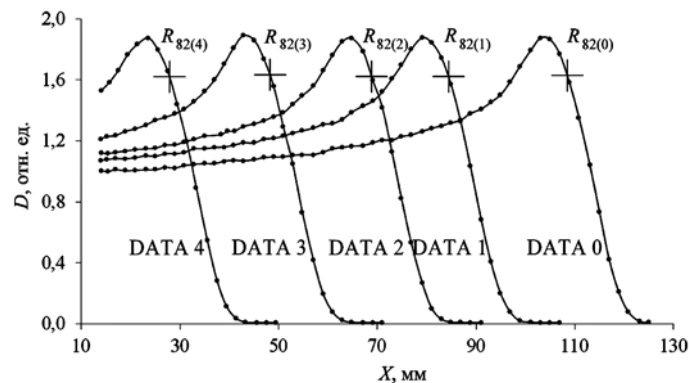


Рис. 2. Глубинно-дозовые распределения пучка протонов, измеренные минидозографом при различных толщинах, выставленных ЗПТ: DATA0 – 0 мм в. э. (незамедленный пучок); DATA1 – 24,5 мм в. э.; DATA2 – 40 мм в. э.; DATA3 – 60 мм в. э.; DATA4 – 80 мм в. э. Оси координат: X – толщина воды, мм; D – нормированная поглощенная доза, отн. ед.;  $R_{82(0-4)}$  – средние пробеги протонного пучка

Таблица 1

**Результаты экспериментальной проверки устройства ЗПТ ( $T_{ЗПТ}$  – толщина замедлителя на оси пучка;  $R_{82}$  – средний пробег глубинно-дозовой кривой;  $\Delta R_{82}$  – разница средних пробегов;  $\delta$  – отклонения по пробегу пучка. Все значения приведены в миллиметрах водного эквивалента)**

Данные	$T_{ЗПТ}$	$R_{82}$	$\Delta R_{82}$	$\delta$
DATA0	0,0	109,3	–	–
DATA1	24,5	84,8	24,5	0,0
DATA2	40,0	69,6	39,7	0,3
DATA3	60,0	49,1	60,2	0,2
DATA4	80,0	28,8	80,5	0,5

На втором этапе измерений сравнивались две глубинно-дозовые кривые выведенного протонного пучка с энергией 170 МэВ с фиксированным дополнительным замедлителем 62,5 мм в. э. (рис. 3). Первая кривая была получена с помощью минидозографа (круглые маркеры), вторая кривая – с помощью ЗПТ (крестообразные маркеры), который работал в автоматическом режиме и по специальной программе выставлял на оси пучка толщины замедлителя от 25 до 111 мм в. э. с шагом 2 мм в. э. Данные были сняты полупроводниковым датчиком минидозографа. Разница средних пробегов пучков, измеренных минидозографом  $R_{82(М)}$  и ЗПТ  $R_{82(К)}$ , составила 0,3 мм, что является допустимым с учетом неопределенности энергии выведенного протонного пучка ( $\pm 0,1$  МэВ) и погрешности проведенных измерений.

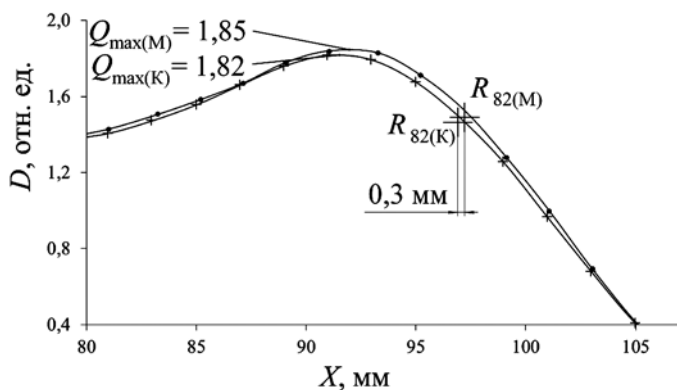


Рис. 3. Сравнение средних пробегов глубинно-дозовых кривых немодифицированного протонного пучка, полученных с помощью устройства минидозограф  $R_{82(M)}$  (круглые маркеры) и замедлителя переменной толщины  $R_{82(K)}$  (крестообразные маркеры). Оси координат:  $X$  – толщина воды, мм;  $D$  – нормированная поглощенная доза, отн. ед.

Разница в амплитудах пика измеренных кривых составила 1,6 % ( $Q_{\max(M)} / Q_{\max(K)} = 1,016$ ), что является незначительным. Эту разницу можно объяснить разными средами замедлителей, использованными в эксперименте (для минидозографа – это вода, для ЗПТ – оргстекло), и различной геометрией проведения измерений.

Из полученных данных видно, что разработанное устройство позволяет корректно, с удовлетворительной точностью устанавливать необходимую толщину замедлителя на оси протонного пучка как в ручном, так и в автоматическом режимах.

#### Заключение

Замедлитель переменной толщины, а также разработанное к нему программное обеспечение позволят ускорить ежедневную процедуру облучения онкологических больных методом трехмерной конформной радиотерапии и существенно упрос-

тить процесс измерения глубинно-дозового распределения выведенного протонного пучка; они станут частью разрабатываемой в МТК ОИЯИ системы динамического облучения локализаций сложной формы.

Устройство полностью соответствует поставленным задачам, легко в эксплуатации, компактно. Замедлитель переменной толщины может быть введен в текущий процесс облучения с наименьшими трудозатратами.

#### Список литературы:

1. Агапов А.В. и др. Методика трехмерной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. Т. 2. № 6 (129). С. 80-86.
2. Agapov A., Mumot M. Modeling of Dose Distribution for Proton Beam Delivering System with the Use of Multi-Particle Transport Code «Fluka» / AIP Conference Proceedings «Nuclear Physics Methods and Accelerators in Biology and Medicine». New York, USA, 2007. Vol. 958. PP. 94-297.
3. Агапов А.В. Многолепестковый коллиматор для протонной лучевой терапии / Патент RU 2499621 С2 от 29.02.2012 г.
4. <http://www.thk.ru/>.
5. <http://www.kuebler.com/>.
6. Антохов В.А. и др. Цифровые блоки в стандарте КАМАК / Сообщение ОИЯИ 10-90-589, Дубна, 1990.
7. Агапов А.В. и др. Устройство для измерения глубинно-дозовых распределений медицинского протонного пучка в радиотерапии // Медицинская техника. 2013. № 5. С. 28-31.

Алексей Валерьевич Агапов,  
научный сотрудник,

Геннадий Валентинович Мицын,  
начальник НХП «Отдел фазотрона»,  
Константин Николаевич Шипулин,  
научный сотрудник,

Объединенный институт ядерных исследований,  
г. Дубна,  
e-mail: agapov@jinr.ru

А.А. Самойлов, Д.В. Тельшев

## Алгоритм обработки данных манометрии высокого разрешения верхних органов желудочно-кишечного тракта

#### Аннотация

В статье описывается разработанный алгоритм обработки данных манометрии пищевода высокого разрешения, позволяющий осуществлять автоматическое определение пространственно-временных границ на цветном поверхностном графике давления и вычисление значений специальных параметров манометрии. Использование алгоритма значительно уменьшит время постановки диагноза при заболеваниях верхних органов желудочно-кишечного тракта, а также упростит работу с долгосрочными записями (24 ч).

#### Введение

Заболевания желудочно-кишечного тракта являются одним из наиболее важных вопросов современной медицины. Чаще всего им подвержены молодые люди, составляющие основную часть работоспособного населения [1]. Такие заболевания тяжело обнаружить, что может стать причиной неэффективного или неправильного лечения [2]. Для диагностики заболеваний верхних органов желудочно-кишечного тракта в основном используются такие методы, как традиционная манометрия пищевода, рН-импедансометрия и относительно новый, но уже активно используемый метод – манометрия пищевода высокого разрешения (МВР) [3], [4].

В отличие от традиционной манометрии пищевода, где используются от 4 до 8 водно-перфузионных датчиков давле-

ния, в МВР применяются 36 твердотельных датчиков, расположенных на расстоянии 1 см друг от друга и откалиброванных относительно атмосферного давления [5], [6]. Благодаря такому количеству датчиков удается получить детальную картину распределения давления по всей длине пищевода. Эта система трансназально помещается внутри пищевода и фиксируется на всем его протяжении: от верхней части глотки, до начала желудка [7]. Относительно высокая частота дискретизации (до 100 Гц) позволяет наблюдать все процессы, происходящие во время исследования, в том числе и быстрые события в дистальном отделе пищеводе [8].

Введение МВР в клиническую практику предполагает усовершенствование диагностических методов, призванных сократить время диагностики, что чрезвычайно актуально при проведении 24-часового исследования. Необходимо в определен-