

Многолепестковый коллиматор для протонной терапии

Аннотация

В Медико-техническом комплексе Объединенного института ядерных исследований (г. Дубна) разработан автоматизированный многолепестковый коллиматор под рабочим названием АУРА, предназначенный для формирования терапевтического протонного пучка определенной формы в поперечном сечении (апертуры), который будет применяться в пассивной методике трехмерной конформной радиотерапии при лечении онкологических заболеваний области головы и шеи. Создан прототип коллиматора на 4 пары пластин, он прошел серию экспериментальных проверок, результаты которых удовлетворяют поставленным задачам. Также полноразмерный МЛК АУРА будет использован как одно из основных устройств в новой системе динамического облучения глубококорасположенных мишеней сложной формы.

Введение

Дистанционная протонная лучевая терапия широко применяется при лечении различных злокачественных и доброкачественных новообразований [1]. Основной задачей при проведении терапии является подведение максимальной поглощенной дозы ионизирующего излучения к опухоли при минимальном облучении прилегающих здоровых тканей. Другими словами, сформированное дозовое распределение должно быть максимально конформно.

В Медико-техническом комплексе (МТК) Лаборатории ядерных проблем Объединенного института ядерных исследований на базе ускорителя фазотрона применяется высокоточная пассивная методика трехмерной конформной протонной радиотерапии [2]. Одним из основных элементов для реализации этой методики является индивидуальный фигурный коллиматор, предназначенный для формирования терапевтического протонного пучка определенной формы в поперечном сечении (апертуры) из первоначального широкого пучка посредством полного замедления неиспользуемой его части в стенках коллиматора до полной остановки и в то же время прохождения оставшейся используемой части без изменения. При этом форма апертуры коллиматора соответствует форме опухоли пациента при выбранном направлении облучения.

На сегодняшний день в МТК применяются индивидуальные фигурные коллиматоры, отливаемые из сплава Вуда. Данный тип коллиматоров обладает высокой степенью конформности, однако имеет ряд недостатков: каждый коллиматор индивидуален и может применяться лишь для конкретного пациента и направления облучения, нет возможности автоматической замены коллиматора при смене угла облучения, повышена дозовая нагрузка на персонал при процедуре смены коллиматоров, сложны в изготовлении, вредное производство при их отливке в мастерских. Эти недостатки были учтены при разработке многолепесткового коллиматора (МЛК) под рабочим названием АУРА (Автоматическое устройство для регулировки апертуры), способного автоматически изменять свою апертуру за счет большого количества тонких подвижных металлических пластин – «лепестков».

Применение МЛК АУРА позволит существенно снизить нагрузку на здоровые ткани больного и сократить время сеанса облучения за счет возможности использования новых методик облучения, таких как динамическое облучение и облучение с модулированным по интенсивности пучком. Исчезнет необходимость в наличии специального помещения для изготовления фигурных коллиматоров и хранения использованных коллиматоров с наведенной радиоактивностью после облучения. Будет снижена дозовая нагрузка на персонал.

МЛК АУРА будет основным элементом разрабатываемой в МТК системы динамического облучения глубококорасположенных мишеней сложной формы [3]. Под системой динамического облучения пациента подразумевается программно-

аппаратный комплекс, который будет включать в себя МЛК, автоматический замедлитель переменной толщины [4], позволяющий прецизионно регулировать энергию протонного пучка, а также специализированное программное обеспечение. Метод динамического облучения позволит проводить протонную терапию опухолей немодифицированным (узким) пиком Брэгга послойно по глубине, с большей степенью конформности по сравнению с применяемой в настоящее время в МТК методикой пассивной трехмерной конформной протонной терапии с использованием индивидуальных фигурных коллиматоров.

Также МЛК АУРА можно будет применять в методике облучения с модулированным по интенсивности пучком (ИМРТ) [5], при которой для каждого направления облучения апертура пучка изменяется автоматически непосредственно во время лечения и позволяет облучать различные участки опухоли с большей или меньшей интенсивностью с одного направления, что невозможно осуществить при использовании коллиматоров с фиксированной апертурой.

Конструкция и технические характеристики устройства

На сегодняшний день в МТК разработана конструкция полноразмерного МЛК АУРА с максимальной апертурой $100 \times 100 \text{ мм}^2$ [6], а также изготовлен прототип коллиматора на 4 пары пластин с апертурой $100 \times 15 \text{ мм}^2$ для проведения серии электромеханических и дозиметрических экспериментов.

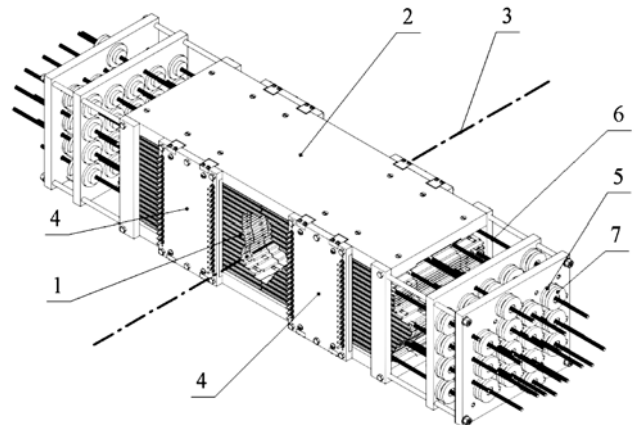


Рис. 1. Конструкция многолепесткового коллиматора АУРА: 1 – набор пластин в блоке; 2 – корпус; 3 – геометрическая ось коллиматора; 4 – боковые стойки; 5 – приводы (актуаторы); 6 – выдвижные ходовые винты; 7 – энкодеры

Конструкция полноразмерного МЛК АУРА (рис. 1) включает в себя два симметричных блока, каждый из которых содержит 34 стальные пластины одинаковой толщины, равной 2,9 мм, расположенные внутри стального корпуса симметрич-

но относительно медианной плоскости коллиматора. Каждая пластина имеет индивидуальный привод (актуатор), который имеет возможность за счет выдвижного ходового винта, прикрепленного одним концом к торцу пластины, перемещать ее независимо от других пластин в блоке перпендикулярно медианной плоскости коллиматора, через которую проходит ось протонного пучка. При этом перемещение осуществляется от одного края максимально возможной апертуры МЛК до другого края и составляет 100 мм. Пластины имеют П-образный профиль по направлению пучка и собраны в блоки таким образом, чтобы выступающая верхняя часть профиля пластины размещалась во впадине нижней части профиля соседней пластины (рис. 2). Такая форма пластин и их компоновка в блоке позволяют уменьшить межлепестковое паразитное излучение при прохождении неиспользуемой части пучка через пластины. Так, при рассмотрении наиболее вероятных траекторий частиц падающего пучка (пунктирные линии *a*, *b*, *в*, *г* на рис. 2) минимально возможная толщина материала пластины на пути пролета частиц по траекториям *a*, *b* и *в* составит не менее 5,6 см стали. Такая толщина способна полностью замедлить пучок с максимально используемой для радиотерапии энергией протонов 220 МэВ. Общая ширина каждой пластины по пучку составляет 12 см.

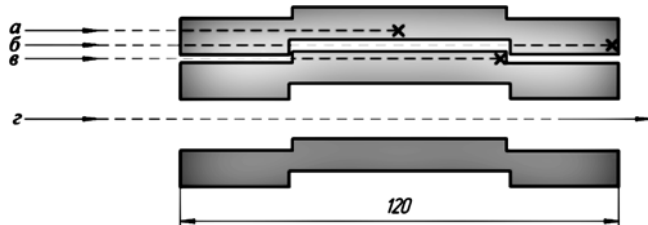


Рис. 2. Расположение пластин в блоке и возможные траектории частиц пучка (*a*, *b*, *в*, *г*). При полностью закрытой апертуре МЛК на траекторию *a* приходится 93 % падающего пучка, на траектории *b* и *в* – около 7 %

Торцы пластин со стороны медианной плоскости коллиматора, формирующие его апертуру, выполнены в виде чередования П-образных выступов и впадин таким образом, чтобы выступы и впадины у пластин в одном блоке совпадали, а у пластин противоположных блоков чередовались в шахматном порядке. При смыкании соответствующих парных пластин из разных блоков для полного перекрытия пучка на данном уровне суммарная толщина выступов этих пластин на пути пучка составит около 12 см стали, что также обеспечивает уменьшение межлепесткового паразитного излучения.

Для распределения весовой нагрузки в блоках и удержания пластин в строго горизонтальном положении относительно корпуса коллиматора боковые поверхности пластин имеют направляющие пазы, в которые помещены шарикоподшипники, закрепленные в боковых стойках. Также каждая пластина имеет направляющие канавки, в которые помещены сепараторы с шариками, задающие необходимый зазор между пластинами, равный 0,1 мм.

Актуатор способен обеспечить скорость перемещения пластины не менее 10 мм/с. Каждый привод снабжен датчиком положения, представляющим собой многооборотный оптический энкодер, обеспечивающий точность измерения перемещения пластины, равную $\pm 0,1$ мм на один отсчет энкодера. Для каждой пластины имеется соответствующий индивидуальный концевой выключатель, расположенный напротив дальнего от пучка торца пластины. Концевые выключатели используются для проведения калибровки датчиков положения устройства.

Габариты полноразмерного МЛК АУРА будут составлять 600 × 150 × 125 мм (при полностью закрытой апертуре), а масса – около 34 кг.

Принцип работы устройства

При использовании МЛК устанавливают в терапевтическую установку для дистанционной протонной лучевой тера-

пии таким образом, чтобы геометрическая ось коллиматора совпадала с осью пучка.

Перед началом облучения пластины коллиматора в обоих блоках заблаговременно перемещают посредством индивидуальных приводов в заданные для каждой пластины положения, которые контролируются многооборотными оптическими энкодерами. Та часть протонного пучка, которая попадает на боковые поверхности пластин, будет полностью замедлена в материале пластин, а та часть, которая пройдет между торцами пластин противоположных блоков, участвующих в формировании апертуры пучка, останется незамедленной. В итоге будет сформирован терапевтический протонный пучок требуемой поперечной формы.

Данные о положении пластин, необходимые для формирования апертуры, определяются индивидуально для каждого пациента и для каждого направления облучения при помощи программы планирования облучения [2]. Результатом работы программы планирования является файл апертуры, заданный в виде матрицы данных о положении каждой пластины относительно медианной плоскости коллиматора. Данный файл вводится в компьютерную программу управления МЛК.

Блок управления устройством

Основным элементом блока управления (рис. 3) является контроллер МЛК, обеспечивающий функции ввода-вывода информации для связи компьютера и периферических устройств, таких как счетчики импульсов от энкодеров и драйверы приводов управления актуаторами.

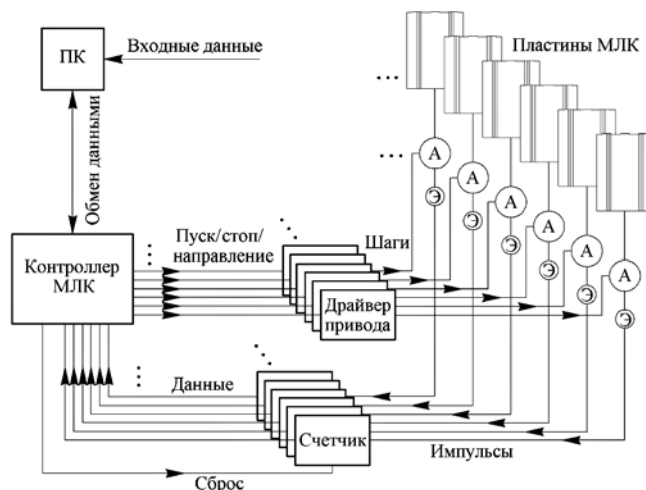


Рис. 3. Функциональная схема блока управления МЛК АУРА: ПК – персональный компьютер; Э – энкодер; А – актуатор

Рассмотрим работу МЛК при пассивной трехмерной конформной протонной лучевой терапии по методу «step-and-shoot» [2]. Согласно этому методу, вначале формируется апертура МЛК, а затем проводится облучение. При формировании апертуры контроллер МЛК считывает данные с компьютера о положении каждой из пластин, определяет текущие положения пластин и выдает команды пуск/направление для драйверов приводов, которые генерируют необходимые шаговые импульсы, перемещающие выбранные пластины в заданные позиции.

Во время работы МЛК энкодеры генерируют импульсы, количество которых считывается индивидуальными счетчиками. Контроллер МЛК в режиме реального времени последовательно опрашивает счетчики и сравнивает текущие положения пластин с заданными. По достижении заданного положения контроллер генерирует сигнал «стоп» для драйвера привода соответствующей пластины. Когда все пластины будут установлены в заданные положения, контроллер МЛК подает сигнал на компьютер о готовности коллиматора к облучению пациента. После облучения цикл работы по формированию следующей апертуры терапевтического пучка повторяется.

Для работы МЛК по другим алгоритмам, таким как динамическое облучение или методика с модулированным по интенсивности пучком, контроллер МЛК способен регулировать скорость перемещения пластин, а также синхронизировать свою работу с другими устройствами, например с замедлителем переменной толщины, системой отпуска дозы и др.

Экспериментальная проверка прототипа устройства

Испытания прототипа МЛК АУРА проходили в процедурной кабине МТК, куда был выведен терапевтический немодифицированный однородный в сечении протонный пучок со средней энергией 170 МэВ и размером $80 \times 80 \text{ мм}^2$. На оси пучка при помощи лазерных центраторов был установлен прототип МЛК. Апертура коллиматора изменялась по заданной программе в автоматическом режиме из пультового помещения. Были выставлены следующие значения апертур: $60 \times 15 \text{ мм}^2$; $20 \times 15 \text{ мм}^2$, а также с полностью закрытыми пластинами коллиматора для проверки наличия межлепесткового паразитного излучения. Измерения профилей сколлимированного пучка производились одномерным анализатором дозного поля [7] в режиме измерения поперечных профилей (рис. 4). В качестве детектора в анализаторе использовался миниатюрный кремниевый диод *p*-типа с относительной чувствительностью около 1 нКл/Гр. Детектор перемещался в воде поперек оси протонного пучка непосредственно за МЛК.

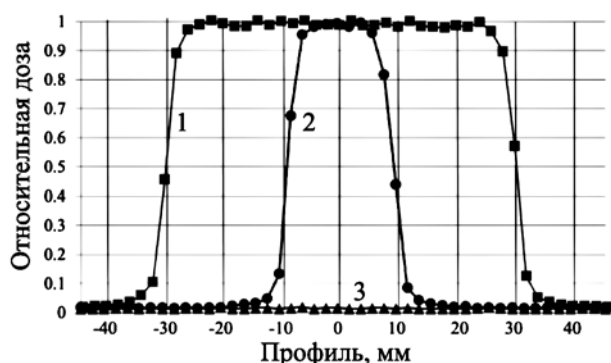


Рис. 4. Профили сколлимированного протонного пучка, измеренные анализатором дозного поля: 1 – апертура $60 \times 15 \text{ мм}^2$; 2 – $20 \times 15 \text{ мм}^2$; 3 – закрытая апертура

Измерение бокового градиента сколлимированного пучка проводилось отдельно на апертуре $60 \times 15 \text{ мм}^2$ при помощи радиохромной дозиметрической пленки «GAFChromic EBT3», которая была установлена перпендикулярно оси пучка непосредственно за МЛК. Пленка была облучена дозой в 1,5 Гр. Полученное значение бокового градиента по уровню 80...20 % составило 1,5 мм. Межлепестковое паразитное излучение не было выявлено.

Электромеханическая проверка устройства показала возможность появления накапливающейся ошибки позиционирования пластин с максимальным значением до 1 мм при многократном последовательном выставлении апертур (свыше 10 раз). Это связано с наличием зазоров в сопряжениях пластина-винт и гайка-винт актуатора. Для устранения данной ошибки рекомендуется после 10 выставленных апертур проводить повторную калибровку коллиматора с использованием концевых выключателей.

Результаты измерений показали хорошее совпадение заданных и выставленных значений координат пластин, достаточно резкий боковой градиент сформированных апертур и работоспособность всей системы в целом.

Заключение

Разработанный многолепестковый коллиматор АУРА решает задачу максимально быстрого и точного формирования заданной поперечной формы терапевтического протонного пучка и способен реализовать различные методики облучения с целью подведения максимальной поглощенной дозы к опухоли и при этом минимизировать облучение здоровых тканей, т. е. sobлюсти предельную степень конформности лечения.

Кроме того, использование коллиматора АУРА позволит сократить время сеанса облучения, уменьшить дозовую нагрузку на персонал от облучения наведенной радиоактивностью индивидуального коллиматора, снизить трудозатраты и стоимость по сравнению с применением фигурных коллиматоров.

После дополнительных дозиметрических экспериментов и технических проверок прототипа МЛК АУРА планируется приступить к изготовлению полноразмерного образца и затем провести его клинические испытания на терапевтическом протонном пучке фазотрона.

Список литературы:

1. Воробьев Н.А. и др. Возможности протонной терапии. Клинические аспекты // Русский медицинский журнал. 2017. № 16. С. 1175-1180.
2. Агапов А.В. и др. Методика трехмерной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. Т. 2. № 6 (129). С. 80-86.
3. 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. 294-297.
4. Агапов А.В., Мицын Г.В., Шипулин К.Н. Автоматизированный замедлитель переменной толщины для протонной терапии // Медицинская техника. 2016. № 4. С. 39-41.
5. Kooy H.M., Grassberger C. Intensity Modulated Proton Therapy // British Journal of Radiology. 2015. Vol. 88 (1051). Article ID 20150195.
6. Агапов А.В. Многолепестковый коллиматор для протонной лучевой терапии / Патент RU 2499621 С2 от 29.02.2012.
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,
канд. техн. наук, начальник,
НХП «Отдел фазотрона»,
Объединенный институт
ядерных исследований,
г. Дубна,
e-mail: agapov@jinr.ru

* * * * *