

ОПЫТ ВНЕДРЕНИЯ КЛИНИЧЕСКОГО УСКОРИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОНОВ HALCYON: ЕГО ДОСТОИНСТВА И НЕДОСТАТКИ

Т.А. Крылова, И.М. Лебедеенко, Ю.А. Кудашкина, А.В. Михайлова,
С.С. Хромов, А.В. Соковиков
Национальный медицинский исследовательский центр онкологии
им. Н.Н. Блохина Минздрава РФ, Москва

Цель: Поделиться опытом внедрения клинического ускорителя электронов Varian Halcyon, описать достоинства и недостатки.

Материал и методы: Приемо-сдаточные и пуско-наладочные работы проводились на клиническом ускорителе электронов Halcyon (Varian, США). Для дозиметрических работ использовано оборудование компании IBA (Германия), PTW (Германия), CIRS (США).

Результаты: Описан опыт внедрения клинического ускорителя электронов туннельного типа Varian Halcyon, результаты приемо-сдаточных и пуско-наладочных работ. Указаны расхождения дозиметрических характеристик установленных в клинике аппаратов с дозиметрическими характеристиками модели, внесенной в СП. Расхождение в расположении глубины дозного максимума на глубинной кривой при проведении валидации составило 0 % для всех размеров полей. Максимальное расхождение в расположениях глубин 10 и 20 см, используемых для оценки качества пучка, составило 0,07–0,35 % при размере поля 2×2 см. Расхождение при наложении диагональных профилей при изменении глубины съемки от 30 см до 1,3 см составило 0,03–0,06 см по оси пучка и 0,01–0,09 см в области клиновидного спада и полутени. Разница между рассчитанными и измеренными данными при проведении End-to-End теста составила не более 1,2 %. При верификации нескольких десятков планов облучения совпадение рассчитанных и измеренных данных по гамма-методу в диапазоне 2 %/2 мм составило 95–100 % для всех точек и всех пациентов. Рассмотрены достоинства и недостатки ускорителя.

Ключевые слова: лучевая терапия, модуляция интенсивности, ускоритель электронов туннельного типа

Введение

Ускоритель Halcyon (Varian, США) – это современный медицинский ускоритель электронов туннельного типа, внешний вид которого обеспечивает максимальный комфорт для пациента. Такая геометрия на момент прохождения лучевой терапии уже хорошо знакома онкологическим больным, которым была проведена компьютерная томография, и не является источником дополнительного стресса. Пониженный уровень шума, низкий процедурный

стол с плавным перемещением также оказывают положительное влияние на психику пациентов (рис. 1).

Материал и методы

Общие сведения

Ускоритель электронов для проведения лучевой терапии Halcyon (Varian Medical



Рис. 1. Общий вид ускорителя Halcyon™

Systems, Пало-Альто, Калифорния, США) спроектирован как автономная самонастраивающаяся закрытая система для высокоточной лучевой терапии. Комплекс включает систему планирования облучения (СП Eclipse версия 16.1) и онкологическую информационную систему Agia (версия 15.5). Встроенное в апертуру устройство портальной визуализации и многолепестковый коллиматор (МЛК) позволяют реализовать технологии облучения с модуляцией интенсивности IMRT и RapidArc. Аппарат оснащен встроенным поглотителем излучения. Это дает возможность устанавливать ускорители в идентичные по размерам и защите бункеры после демонтажа гамма-тера-

певтических аппаратов, что снижает затраты и экономит время при реконструкции существующего бункера.

База данных СП содержит набор предварительно определенных на заводе характеристик пучка ускорителя (настроенная модель ускорителя), включая процентные глубинные дозы (ПГД) и профили дозового распределения. Основная часть процесса ввода в эксплуатацию сводится к проверке настроенной модели СП. Этапы проведения приемо-сдаточных испытаний, тестирования, опыт измерений и калибровок, дозиметрические характеристики двухслойного МЛК, международные рекомендации по контролю качества ускорителей Halcyon приведены в литературе [1–11]. Время сеанса облучения на ускорителе туннельного типа уменьшено по сравнению с конвенционными ускорителями за счет увеличения скорости вращения гантри в режиме RapidArc до 2 об/мин, при получении изображения – до 4 об/мин и интуитивно понятного рабочего процесса и интерфейса. С одной стороны, преимущества предварительно сконфигурированной системы неоспоримы, тем не менее, в процессе внедрения ускорителя были проведены проверки, позволяющие оценить возможности СП при планировании облучения на Halcyon без ущерба для точности расчета дозового распределения. Некоторые характеристики ускорителя приведены в табл. 1.

МЛК системы Halcyon™ отличается уникальным расположением и смещением ее двухслойной конструкции, состоящей из дистального и проксимального слоев (рис. 2). Шахматное расположение слоев коллиматора позволяет получить эффективную ширину лепестка на уровне изоцентра 0,5 см. Первичный и вторичный коллиматоры фиксируются на месте и не являются подвижными, отсутствует сглажи-

Таблица 1

Параметры линейного ускорителя Halcyon

| | |
|---|-----------------------------|
| Максимальный размер поля облучения для тормозного излучения | 28×28 см |
| Максимальная скорость вращения гантри | 24°/с (4 об/мин) |
| Максимальная мощность дозы в изоцентре | 800 сГр/мин |
| Продольное движение стола | Не менее 165,5 см |
| Поперечное движение стола | Не менее 41 см |
| Точность позиционирования пациента для поступательных перемещений | Не более 0,1 см |
| Размер матричного детектора | Не менее 43×43 см |
| Размер матрицы изображения | Не менее 1280×1280 пикселей |
| Точность позиционирования лепестков коллиматора | Не более 1 мм |
| Встроенная лазерная система в гантри | Наличие |

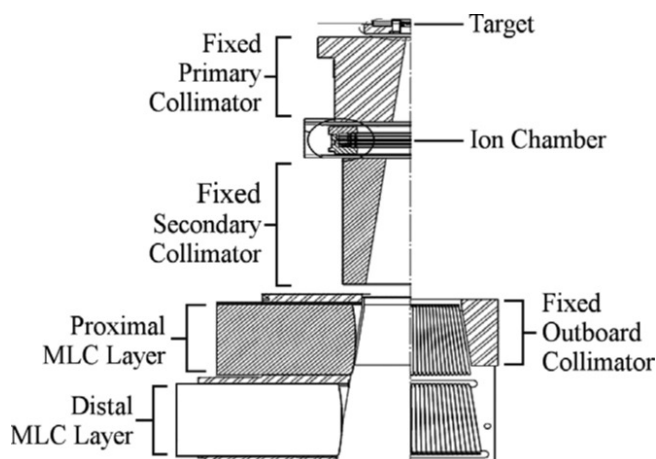


Рис. 2. Схематический чертеж узла головки ускорителя Halcyon™. Первичный и вторичный коллиматоры закреплены на месте. Показаны положения проксимального (верхнего) и дистального (нижнего) слоев МЛК. Внизу слева отображается вид сбоку створки, а внизу справа показан вид с торца створки

вающий фильтр. Дистальный или нижний слой состоит из двух банков (хранилищ) по 28 лепестков. Проксимальный или верхний слой состоит из двух банков по 29 лепестков. Лепестки на 95 % состоят из вольфрама. Как показано на рис. 2, лепестки образуют форму усеченного конуса с учетом расходимости пучка в направлении, перпендикулярном движению створок. Каждый лепесток размером 1,0 см в изоцентре имеет радиус кривизны торца 23,4 см. Длина пробега лепестков 14 см (с учетом размера поля 28×28 см), точность позиционирования

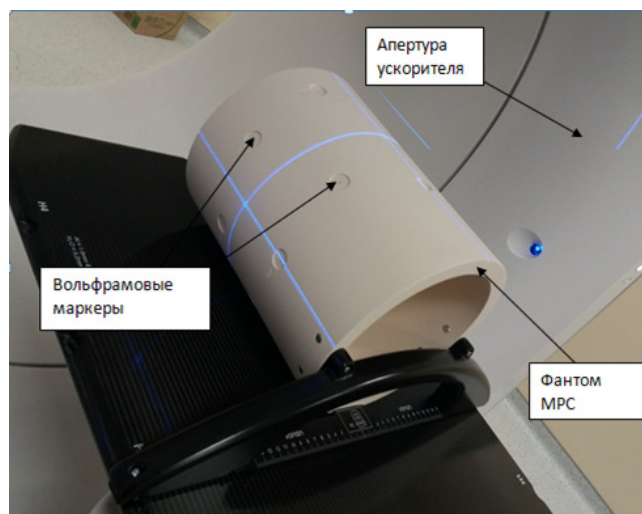


Рис. 3. Фантом МРС – инструмент самопроверки и тестирования на терапевтическом столе ускорителя

створок находится в допуске 1 мм. В табл. 2 подробно представлены параметры МЛК системы Halcyon™ на 114 лепестков и общеизвестного Millennium™ на 120 лепестков производства Varian [16]. Двухслойный многолепестковый коллиматор позволяет повысить степень сохранности здоровых тканей и критических органов.

Перед началом лечения ежедневно требуется проводить тестирование с использованием фантома Machine Performance Check (MPC). Цилиндрический фантом MPC (рис. 3) со

Таблица 2

Сравнение систем МЛК ускорителя Halcyon™ и МЛК Millennium™ на 120 лепестков в ускорителях Varian

| Характеристики | Halcyon™ | Millennium™ |
|--|--|--|
| Слоистость МЛК : однослойный или двухслойный | Проксимальный и дистальный МЛК со смещением 0,5 см | МЛК и челюсти |
| Количество лепестков | Всего 114: 29 лепестков в банке проксимального МЛК; 28 лепестков в банке дистального МЛК | 120 |
| Максимальный размер поля, см | 28×28 | 40×40 |
| Направление движения | Трансверсальное | Трансверсальное |
| Форма конца лепестков | Округлая | Округлая |
| Конечный радиус, см | 23,4 см | 8,0 см |
| Высота лепестков, см | 7,7 см | 6,5 см |
| Ширина лепестков, см | 1 см | Пары с 1 по 40: 1,4 см Пары со 2 по 10 и с 51 по 59: 1 см Остальные 0,5 см |

встроенными в его поверхность вольфрамовыми маркерами размером 8 мм предназначен для ежедневной проверки соответствия работы важнейших функций ускорителя техническим и дозиметрическим исходным настройкам. Качество настроек и соответствие эталону оценивается по изображениям фантома относительно гантри, полученным в мегавольтном пучке. Состояние ускорителя с исходными параметрами стабильности и геометрических настроек пучка сравнивается с референсным. Процедура тестирования с использованием МРС не заменяет собой совокупность процедур по контролю качества ускорителя, но значительно сокращает затраченное время.

Приемо-сдаточные и пусконаладочные испытания Halcyon™

Испытания проведены в соответствии с программой приемо-сдаточных испытаний ускорителя и включали общую проверку функций системы, проверку срабатывания блокировок дверей, уровня излучения в комнате управления, стабильности мощности дозы при вращении гантри (“биение мощности дозы”) и другие. Стабильность мощности дозы составила при отпущенных 1000 мониторинговых единицах (МЕ) 0,01 %, а при изменении угла гантри – 0,18 %. Для измерений использовался плексигласовый цилиндрический фантом производства IVA (Германия) в комплекте с ионизационной камерой (рис. 4).

Дозиметрические проверки по приемке ускорителя выполнялись с помощью анализатора дозового поля производства IVA и включали оценку симметрии радиального и аксиального профилей пучка FFF на глубине 10 см воды при расстоянии источник–поверхность 100 см, оценку расположения глубины дозного максимума и качества пучка, внеосевой интенсивности и симметрии. Измеренное расположение дозного максимума составило 1,24 см. Фактические значения параметров симметрии составили 0,45 % по радиальной и 0,21 % по поперечной оси.

Проверка качества мегавольтных изображений осуществлялась в несколько этапов. Вначале были получены темнопольные изображения (без включенного пучка), изображения шумов. Проведена проверка количества дефектных пикселей в различных режимах, а также мегавольтных изображений при рабо-

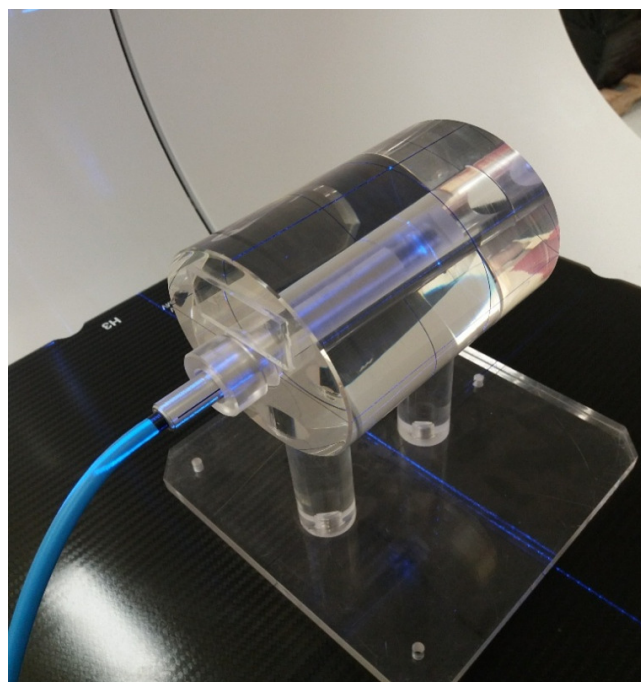


Рис. 4. Фантом с ионизационной камерой, расположенный внутри апертуры ускорителя, для проверки стабильности мощности дозы при вращении гантри



Рис. 5. а – характеристики контрастности полученного изображения отверстий в фантоме и б – фотография специального фантома для обнаружения и оценки качества изображения тонких предметов (вольфрамовая нить диаметром 0,5 мм)

тающем пучке. Характеристики контрастности полученного изображения отверстий в фантоме LasVegas и фотография фантома для оценки качества изображения тонких предметов приведены на рис. 5. Проведена проверка передачи по сети изображения тканей реального пациента.



Рис. 6. Съемка дозиметрических характеристик ускорителя Halcyon™. Слева на экране компьютера факторы выхода

Получение исходной дозиметрической информации

На ускорителе Halcyon™ не проводится процедура commissioning в классическом варианте, как это обычно делалось на ускорителях с открытым гантри с получением больших объемов дозиметрических данных и внесением их в СП. Процедура commissioning на ускорителях на несколько энергий фотонного излучения и набором энергий электронов в классическом варианте занимала около месяца. Количество полученных дозиметрических характеристик составляло несколько сотен [15].

Для Halcyon™ все дозиметрические характеристики ускорителя заранее внесены в базу СП. Медицинский физик снимает лишь глубинные характеристики, профили дозового распределения, факторы выхода (рис. 6). Полученные характеристики сопоставляются с аналогичными характеристиками в СП. Если совпадение находится в пределах оговоренных допусков, разрешается эксплуатация. Эта процедура называется валидацией.

Очевидно, что такое решение задачи получения и внесения дозиметрических данных в общую базу данных можно отнести к неоспоримому преимуществу ускорителя Halcyon.

Валидация

Валидация проведена совместно с представителем компании Varian и состояла из следующих пунктов: измерения глубинных рас-

пределений дозы (ПГД), поперечных и диагональных профилей дозного распределения факторов выхода в зависимости от размеров поля (OF) и сравнения их с данными, внесенными в СП; абсолютной дозиметрии; сравнения измеренной и рассчитанной дозы в воде [12].

Для проведения измерений использовалось дозиметрическое оборудование производства компании IBA (Германия), а именно: водный фантом BluePhantom 2, управляющее водным фантомом программное обеспечение MuQA Ассерт, ионизационные камеры СС13, ионизационная камера Razor Chamber, клинический дозиметр DOSE1, ионизационная камера FC65-Р, электронный термометр, электронный барометр.

Расстояние от источника излучения до поверхности воды РИП=90 см. Величина РИП регулировалась уровнем наполнения водного фантома. Фантом устанавливали непосредственно на терапевтическом столе. Угол наклона фантома от провисания стола под его тяжестью регулировали с помощью верхней каретки, независимо от резервуара фантома.

Измерение глубинных распределений дозы проводили в водном фантоме с ионизационными камерами СС13 для полей более 4×4 см и камерой Razor Chamber для размеров полей менее 4×4 см. Измерения проводили для полей 2×2, 4×4, 6×6, 8×8, 10×10, 20×20, 28×28 см [12].

Полученные результаты сравнивали с данными, внесенными в систему планирования лучевой терапии. Расхождение в расположении глубины дозного максимума на глубинной кривой составило 0 % для всех размеров полей. Расхождение в расположения глубин 10 и 20 см, используемых для оценки качества пучка, составило от 0,07 % до 0,35 % при размере поля 2×2 см и является пренебрежимо малым. Пример наложенных глубинных характеристик и результат сравнения (зигзагообразная кривая в нижней части графика) приведен на рис. 7.

Измерение профилей дозового распределения в поперечном направлении проводили в водном фантоме с ионизационными камерами СС13 для размеров полей от 4×4 см и камерой Razor Chamber для размеров полей менее 4×4 см.

Измерения проводились для следующих размеров полей: 2×2, 4×4, 6×6, 8×8, 10×10, 20×20, 28×28 см на глубинах d_{max} =1,3, 5, 10, 20, 30 см [12].

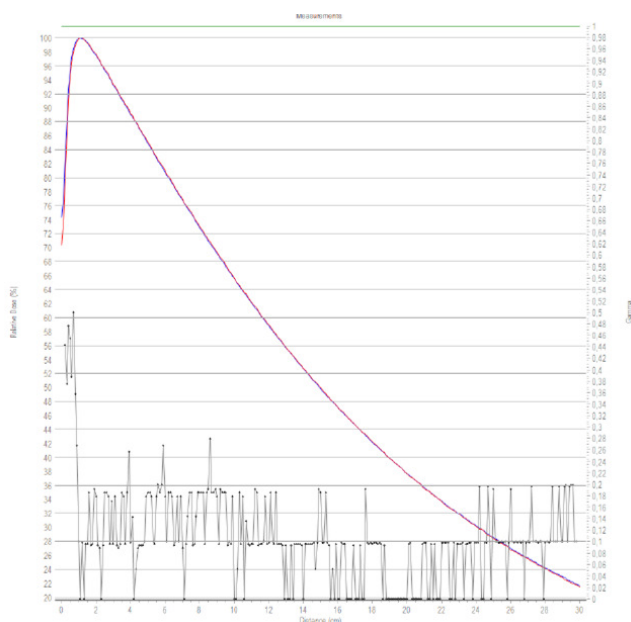


Рис. 7. Пример наложения глубинных характеристик и результат сравнения (зигзагообразная кривая в нижней части графика) полученного и записанного в системе планирования глубинного распределения дозы

Измеренные профили дозового распределения сравнивали с данными, внесенными в СП. Расхождение при наложении диагональных профилей при изменении глубины от 30 см до 1,3 см составило от 0 см по оси пучка и 0,01 см в области клиновидного спада и полутени.

Измерения диагональных профилей проводили для поля максимального размера 28×28 см на глубинах d_{max} =1,3 см, 5, 10, 20, 30 см [12].

Диагональные профили сравнивали с данными, внесенными в СП (рис. 8). Расхождение при наложении диагональных профилей при изменении глубины съемки от 30 см до 1,3 см составило от 0,03 до 0,06 см по оси пучка и от 0,01 до 0,09 см в области клиновидного спада и полутени.

Измерение факторов выхода проводили в водном фантоме с ионизационными камерами CC13 для размеров от 2×2 см и камерой Razor Chamber для размеров полей менее 2×2 см.

Измеренные значения факторов выхода в зависимости от размеров поля сравнивали с данными, внесенными в СП. Расхождения уложились в допуски отклонений.

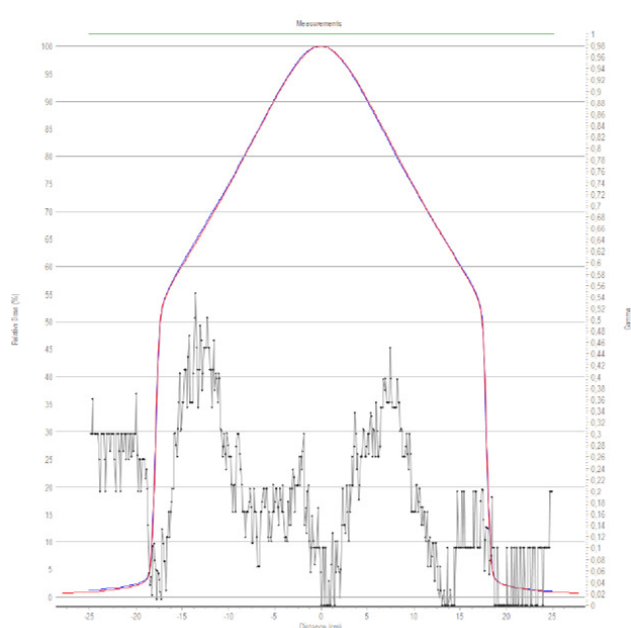


Рис. 8. Наложенные измеренный и базовый диагональные профили дозового распределения для поля 28×28 см и глубины 1,3 см и результаты их сравнения (зигзагообразная кривая в нижней части графика)

Абсолютная дозиметрия

Настройка соответствия мониторных единиц (МЕ) и дозы излучения (абсолютная дозиметрия) проводили в водном фантоме ионизационной камерой фермеровского типа FC65-R и клиническим дозиметром DOSE1 для поля 10×10 см. При проведении измерений применялась концепция, предложенная МАГАТЭ в TRS-398 [13, 14].

В результате калибровки пролетных ионизационных камер ускорительной системы Halcyon™ получено требуемое значение дозы в 1 Гр при 100 МЕ на глубине максимума ионизации. Разница с первоначальной дозой составила 3,3 %.

Верификация планов облучения

После завершения валидации был проведен End-to-End тест с использованием фантома грудной клетки производства CIRS (США) и верификация нескольких десятков планов облучения больных раком анального канала, шейки матки, с метастазами в печень и малый таз, с опухолями в области головы и шеи с использованием встроенного устройства портальной визуализации. Разница между рассчитанными для тестового плана и измеренными данными составила для End-to-End теста 1,2 %. При ве-

рификации планов облучения совпадение рассчитанных и измеренных данных по гамма-методу в диапазоне 2 %/2 мм составило 97–100 % для всех точек и всех пациентов.

Результаты

Достоинства ускорителя Halcyon™

В процессе внедрения и начальной стадии эксплуатации ускорителя были выявлены следующие достоинства:

- ✓ Ускоритель доставляется в клинику в виде крупных собранных узлов. Это сокращает время общей сборки до двух-трех дней.
- ✓ Ускорителю требуется значительно меньшее рабочее пространство в сравнении с ускорителями с открытым гантри. Это позволяет размещать аппараты в бункерах небольших размеров, которые ранее были использованы, например, для гамма-терапевтических аппаратов.
- ✓ Общий вид, бесшумная работа, совпадающий с образом КТ внешний облик ускорителя положительно влияет на психику онкологического больного, подверженного гораздо большим стрессам при проведении специального противоракового лечения, чем пациенты общей госпитальной сети.
- ✓ Технология по минимизации исходных дозиметрических данных для ввода в СП, которая позволяет сократить время ввода в эксплуатацию ускорителя с нескольких недель до нескольких дней, является выраженным преимуществом ускорителя по отношению к аппаратам с открытым гантри.
- ✓ Усовершенствованный дизайн, интуитивно понятное программное обеспечение позволяют сократить время проведения облучения до 30–60 с для простых планов и до 240 с при реализации сложных планов при сохранении требований по прецизионности подведения дозы. Общее время нахождения пациентов в каньоне составляет около 8 мин. Это позволяет существенно увеличить пропускную способность ускорителя.
- ✓ Ускоритель располагает многолепестковым двухуровневым коллиматором нового поколения. Уникальная конструкция МЛК обеспечивает облучение с модуляцией интенсивности с низкой утечкой излучения между лепестками при любом размере поля.

- ✓ Ускоритель обладает высокой скоростью реализации плана, простым управлением. Скорость вращения гантри в режиме визуализации составляет 4 об/мин (не менее 24°/с), движение гантри в режиме RapidArc осуществляется со скоростью 2 об/мин. В сочетании с высокой скоростью движения лепестков МЛК обеспечивается качественное прецизионное лечение.
- ✓ Обязательная принудительная ежедневная проверка с использованием фантома МРС обеспечивает обязательный качественный контроль параметров ускорителя.
- ✓ Отсутствует вероятность столкновения стола с подвижными частями аппарата.

Недостатки ускорителя Halcyon™

- ✓ Встроенная телевизионная камера, закрепленная на краю стола (рис. 1), обеспечивающая постоянную визуальную связь с пациентом во время любых перемещений, малоинформативна в случае размещения на терапевтическом столе полных пациентов или массивных фиксирующих устройств. Решением данной проблемы является установка дополнительных камер в каньоне.
- ✓ На данный момент ускорители Halcyon™ в России не располагают средствами киловольтной визуализации (нет лицензии), что ограничивают визуализацию мягких тканей. Однако это временный недостаток.
- ✓ Отсутствует световое поле, имитирующее поле облучения. Необходимо привыкание персонала.
- ✓ Инновационный круговой дизайн гантри, предназначенный для большего комфорта во время лечения пациента, в то же время является и недостатком. Гантри не позволяет видеть угол поворота пучка излучения.
- ✓ Широкий, но не полный набор режимов облучения. Отсутствует возможность реализации реальной 3D конформной лучевой терапии. При этом имитацию этого режима можно осуществить динамически сглаженным пучком (DBF) – предопределенным шаблоном МЛК.
- ✓ При проведении дозиметрических работ водный фантом анализатора дозного поля устанавливается только на терапевтический стол, который при этом прогибается (до 4 см). Проблема решается выравниванием водного фантома при помощи уровня и

подкрутки ножек фантома для ровного положения.

- ✓ Требуются дополнительные исследования безопасной достаточности поглощения излучения прямого терапевтического пучка устройством beam-stopper и обратного рассеяния от него.

Список литературы

1. Sainti A, Tichacek C, Johansson W, et al. Unlocking a closed system: dosimetric commissioning a ring gantry linear accelerator in a multivendor environment. *J Appl Clin Med Phys.* 2021; 22(2): 21-34. DOI:10.1002/acm2.13116.
2. Laugeman E, Heermann A, Hilliard J, et al. Comprehensive validation of halcyon 2.0 plans and the implementation of patient specific QA with multiple detector platforms. *J Appl Clin Med Phys.* 2020; 21: 39-48. DOI: 10.1002/acm2.12881.
3. Netherton T, Li Y, Gao S, et al. Experience in commissioning the halcyon linac. *Med Phys.* 2019; 46: 4304-13. DOI: 10.1002/mp.13723.
4. Lim TY, Dragojević I, Hoffman D, et al. Characterization of the Halcyon™ multileaf collimator system. *J Appl Clin Med Phys.* 2019; 0.06-114.
5. De Roover R, Crijns W, Poels K, et al. Validation and IMRT/VMAT delivery quality of a preconfigured fast-rotating O-ring linac system. *Med Phys.* 2019; 46: 328-39. DOI: 10.1089/jamp.2012.0986.
6. Ahmed S, Nelms B, Kozelka J, et al. Validation of an improved helical diode array and dose reconstruction software using TG-244 datasets and stringent dose comparison criteria. *J Appl Clin Med Phys.* 2016; 17: 163-78. DOI: 10.1120/jacmp.v17i6.6414.
7. Yan G, Lu B, Kozelka J, et al. Calibration of a novel four-dimensional diode array. *Med Phys.* 2010; 7: 108-15. DOI: 10.1118/1.3266769.
8. Letourneau D, Publicover J, Kozelka J, et al. Novel dosimetric phantom for quality assurance of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 2009; 36: 1813-21. DOI: 10.1120/jacmp.v12i2.3251.
9. Kozelka J, Robinson J, Nelms B, et al. Optimizing the accuracy of a helical diode array dosimeter: a comprehensive calibration methodology coupled with a novel virtual inclinometer. *Med Phys.* 2011; 38: 5021-32. <https://doi.org/10.1118/1.3622823>.
10. Miften M, Olch A, Mihailidis D et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med. Phys.* 2018; (5): 53-83. DOI: 10.1002/mp.12810.
11. Kim MM, Bollinger D, Kennedy C, et al. Dosimetric Characterization of the Dual Layer MLC System for an O-Ring Linear Accelerator. *Technol. Cancer. Res. Treat.* 2019; 18. DOI: 10.1177/1533033819883641.
12. Баянкин СН. Отчет о проверке дозиметрических характеристик системы лучевой терапии Varian Halcyon №1364. Март, 2021.
13. Лебедев ИМ, Крылова ТА. Методическое пособие по определению поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии для энергии фотонного (1-50 МэВ) и электронного (4-50 МэВ) излучений (в соответствии с протоколом МАГАТЭ TRS 398). М. 2016. 48 с.
14. IAEA TRS 398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on standards of Absorbed Dose to Water. IAEA. 2001. DOI: 10.1088/0031-9155/47/17/301.
15. Лебедев ИМ, Юрьева ТВ, Журов ЮВ, Крылова ТА. Опыт переоснащения и клиническое внедрение нового радиологического комплекса в Отделе радиационной онкологии РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН. *Медицинская физика.* 2011; №3(51): 14-22.
16. Lim TY, Dragojević I, Hoffman D, et al. Characterization of the Halcyon™ multileaf collimator system. *Appl Clin Med Phys.* 2019; 20(4): 106-11. DOI: 10.1002/acm2.12568.

**EXPERIENCE OF IMPLEMENTATION OF HALCYON™ CLINICAL ELECTRON ACCELERATOR.
ADVANTAGES AND DISADVANTAGES**

*T.A. Krylova, I.M. Lebedenko, Yu.A. Kudashkina, A. V. Mikhailova,
S.S. Khromov, A. V. Sokovikov*

N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology, Moscow, Russia

Purpose: Share the experience of implementing the Halcyon™ clinical electron accelerator. Describe the merits and demerits.

Material and methods: Acceptance and commissioning works were carried out at the Halcyon™ (Varian, USA) clinical electron accelerator. For dosimetric work, equipment from IBA (Germany), PTW (Germany), CIRS (USA) was used.

Results: The results of acceptance and validation of the Halcyon clinical tunnel-type electron accelerator are described. Discrepancies between the dosimetric characteristics of the model installed in the clinic and the model included in the planning system are indicated. The discrepancy in the location of the depth of the dose maximum on the depth curve during validation was 0 % for all field sizes. The max discrepancy in the location of the depths of 10cm and 20 cm, used to assess the quality of the beam, ranged 0.07-0.35 % for a field size of 2×2 cm. The discrepancy in the imposition of diagonal profiles with a change in the shooting depth from 30 cm to 1.3 cm was 0.03-0.06 cm along the beam axis and 0.01-0.09 cm in the area of the wedge-shaped recession and penumbra. The difference between the calculated and measured data during the End-to-End test was 1.2 %. When verifying several dozen irradiation plans, the coincidence of the calculated and measured data by the gamma method in the range of 2 %/2 mm was 95-100 % for all points and all patients. The advantages and disadvantages of the accelerator are considered.

Key words: *radiotherapy, intensity modulation, tunnel type accelerator*

E-mail: imlebedenko@mail.ru