

УДК 539.1.07+615.849

DOI 10.25587/2222-5404-2024-21-2-58-70

Технологии современной лучевой терапии и перспективы развития. Понятие гарантии качества

И. М. Лебеденко

НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина МЗ РФ, НИЯУ «МИФИ», г. Москва, Россия

✉ imlebedenko@mail.ru

Аннотация. В клинике ФГБУ «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина» МЗ РФ более 13 лет применяются соответствующие мировым стандартам технологии конформного облучения онкологических больных: 3D конформная лучевая терапия (3DCRT), радиотерапия с модуляцией по интенсивности (IMRT), модулированная по объему арк-терапия (VMAT), методика стереотаксического облучения (SRT), методика лучевой терапии с контролем по дыханию, методика тотального терапевтического облучения (ТТО) с последующей трансплантацией костного мозга. Технологический комплекс, с помощью которого реализуются указанные технологии, продемонстрировал рост качества лучевого лечения онкологических больных. Тем не менее, несмотря на «продвинутость» технологий, наблюдаются ограничения в возможностях снижения дозовых нагрузок на критические органы при ряде нозологий. Поэтому перспективы развития лучевой терапии в России заложены в создании нескольких клинических центров по использованию тяжелых заряженных частиц, обладающих иными физическими и дозиметрическими характеристиками и несущими в себе с этой точки зрения иные возможности и перспективы. Большой интерес проявляется к флэш-терапии.

Ключевые слова: лучевая терапия, современные технологии, модуляция интенсивности дозы, гарантия качества, создание клинических центров тяжелых заряженных частиц, флэш-терапия.

Для цитирования: Лебеденко И. М. Технологии современной лучевой терапии и перспективы развития. Понятие гарантии качества. *Вестник СВФУ*. 2024, Т. 21, №2. С. 58–70. DOI: 10.25587/2222-5404-2024-21-2-58-70

Technologies of modern radiotherapy and development prospects. Quality assurance concept

*I. M. Lebedenko*N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology,
National Research Nuclear University MEPhI, Moscow, Russia

✉ imlebedenko@mail.ru

Abstract. At the clinic of the N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology has been using the following conformal irradiation technologies for cancer patients that meet international standards for more than 13 years: 3D conformal radio therapy (3DCRT); intensity modulated radiotherapy (IMRT); volume modulated arc therapy (VMAT); stereotactic radiation technique (SRT); radiotherapy technique with breathing control, total therapeutic irradiation (TRT) technique followed by bone marrow transplantation. The technological complex with which these technologies are implemented has demonstrated an increase in the quality of radiation treatment for cancer patients. However, despite the “advancement” of technology, there are limitations in the ability to reduce dose loads on critical organs for a number of nosologies. Therefore, the prospects for the development of radiotherapy in Russia lie in the

creation of several clinical centers for the use of heavy charged particles that have different physical and dosimetric characteristics and, from this point of view, carry other opportunities and prospects. There is great interest in flash therapy.

Keywords: radiotherapy, modern technologies, dose intensity modulation, quality assurance, creation of clinical centers for heavy charged particles, flash therapy.

For citation: Lebedenko IM. Technologies of modern radiotherapy and development prospects. Quality assurance concept. *Vestnik of NEFU*. 2024, Vol. 21, No. 2. Pp. 58–70. DOI: 10.25587/2222-5404-2024-21-2-58-70

Введение

Современная лучевая терапия (ЛТ) при всей консервативности поставленных перед нею задач, а именно: излечения опухоли при сохранении жизненно важных органов, демонстрирует блестящие реформаторские решения с технологической точки зрения и интеллектуальной наполненности. Лучевая терапия – небезопасная процедура. Весь арсенал современных методов подготовки больного к ЛТ, возможностей оптимизации планирования и ее проведения максимально отъюстирован на конформное высокоточное подведение дозы к опухоли при максимально крутом градиенте на ее границе в зоне расположения здоровых органов и тканей. Степень освоения интеллектуального потенциала систем планирования и ускорителей и безопасность лучевой терапии больных полностью зависят от профессиональной подготовки всего персонала (физики, врачи, технологи), осмысления концепции и наличия (или отсутствия) действующей программы гарантии качества в ЛТ и в значительной степени от правильной организации труда и решения кадрового вопроса. Программа гарантии качества лучевой терапии необходима для предотвращения ошибок при облучении больных. Гарантия качества – это продуманный комплекс действий и процедур, выполняемых физиками по предотвращению ошибок самого технологического комплекса, к которому относятся ускорители, системы планирования, симуляторы и КТ, и непосредственно при облучении больных. Программа гарантии качества, как правило, разрабатывается и внедряется каждым отделением медицинской физики в персонализированном варианте в соответствии с международными рекомендациями [1–6].

Целью работы является ознакомление читателей журнала различных специальностей с базовыми понятиями, современными технологиями лучевой терапии в онкологической клинике, с понятием гарантии качества.

В клинике центра более 13 лет после плановой модернизации в 2009 г. (тогда отделение радиотерапии возглавлял д. мед. н., профессор С. И. Ткачев, отделение медицинских физиков – к. мед. н. Т. В. Юрьева) работает радиологический комплекс, предусматривающий единство конфигурации (техника одного и того же производителя), который включает четыре специализированных клинических высокоэнергетических линейных ускорителя электронов компании Varian, США. Это две модели Clinac iX и две – Clinac 2300CD с номинальными энергиями фотонного излучения – 6, 18 МВ и набором энергий электронов 4–20 МэВ (рис. 1). В комплект были включены также два низкоэнергетических линейных ускорителя модели Clinac 6EX и Clinac 600 с номинальной энергией фотонного излучения 6 МВ, один из которых был предназначен для стереотаксического облучения. Оба исчерпали свой ресурс в 2018 г. Главной отличительной особенностью указанных шести ускорителей являются возможность реализации конформного облучения с модуляцией интенсивности и взаимозаменяемость. Ускорители располагают интегрированным лепестковым коллиматором МЛК (МЛК 120) (рис. 2)



Рис. 1. Высокоэнергетический линейный ускоритель электронов компании Varian модели Clinac iX
Fig. 1. Varian’s high-energy linear electron accelerator Clinac iX model

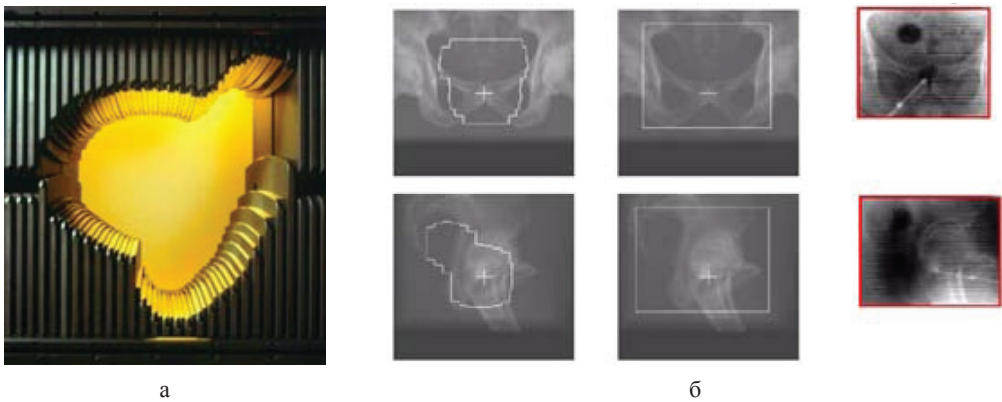


Рис. 2. Многолепестковая диафрагма ускорителей электронов Clinac iX, Clinac 2300 CD, Clinac 600 C (а). Поля конформного облучения больного, сформированные с помощью многолепестковой диафрагмы ускорителей электронов Clinac iX, Clinac 2300 CD, Clinac 600 CD (б) (слева) и ускорителей электронов предыдущих поколений без МЛД (справа)
Fig. 2. Multi-blade aperture of Clinac iX, Clinac 2300 CD, Clinac 600 C electron accelerators (a). Fields of conformal irradiation of the patient, formed with the multileaf aperture of Clinac iX, Clinac 2300 CD, Clinac 600 CD electron accelerators (b) (left) and previous generations of electron accelerators without MLD (right)

одной и той же модели, бортовой рентгеновской системой визуализации, работающей в режиме рентгенографии и рентгеноскопии для наблюдения за движущимися органами во время процедуры облучения, системой портальной визуализации, системой синхронизации по дыханию.

Предусмотрены следующие режимы облучения: статический, облучение кожи электронами; облучение всего тела фотонами; арк-терапия в обоих направлениях с регулируемой мощностью дозы (VMAT); облучение с клиньями. Кроме этого, осуществляется облучение с модуляцией интенсивности дозы (IMRT) при движении лепестков МЛК в режиме “sliding window”; конформная арк-терапия с МЛК; облучение



Рис. 3. Ускоритель Halcyon – ускоритель электронов тоннельного типа
Fig. 3. Halcyon accelerator - tunnel-type electron accelerator

с синхронизацией по естественному дыханию с использованием нагрудного маркера и цифровой инфракрасной системы видеонаблюдения. Оборудование для предлучевой подготовки являлось частью единства конфигурации комплекса и адаптировано для этих задач. Оно включает рентгеновский спиральный компьютерный томограф с большой апертурой для предлучевой подготовки больных в фиксирующих устройствах, единую информационно-управляющую радиотерапевтическую систему, систему для работы с изображениями, систему планирования Eclipse с рабочей станцией для оконтуривания, комплект дозиметрического оборудования (производства PTW).

В 2020 г. по инициативе зав. отделением радиотерапии к. мед. н. М. В. Черных в отделении установлены два ускорителя тоннельного типа Halcyon (Varian) с технологиями IMRT и VMAT. В 2021 г. установлен ускоритель для интраоперационного облучения Mobetron. В 2023 г. началась установка двух ускорителей TrueBeam (Varian). Ускоритель Halcyon – это современный медицинский ускоритель электронов тоннельного типа, внешний вид которого разработан для максимального комфорта пациента (рис. 3). Такая геометрия на момент прохождения лучевой терапии уже хорошо знакома онкологическим больным, которым была проведена компьютерная томография, и не является источником дополнительного стресса. Ускоритель электронов для проведения лучевой терапии Halcyon 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 МЛК позволяет реализовать технологии облучения с модуляцией интенсивности IMRT и RapidArc.

Технологии современной лучевой терапии

В настоящее время в радиологическом отделении детально разработаны и внедрены следующие технологии конформного облучения онкологических больных, соответствующие мировым стандартам: 3D CRT (конформная ЛТ), IMRT-радиотерапия с модуляцией по интенсивности, VMAT модулированная по объему арк-терапия (по техноло-

гии RapidArc), технология стереотаксического облучения, технология ЛТ с контролем по дыханию. Кроме этого, разработана специальная методика тотального терапевтического облучения (ТТО) (не конформного) с последующей трансплантацией костного мозга с использованием системы планирования указанных ускорителей электронов.

Под конформным облучением подразумевается облучение такой формой поля, которая в точности повторяет контуры патологического очага данного пациента. При этом прилегающие органы и ткани максимально сохраняются. Конформное облучение реализуется с помощью многолепестковой диафрагмы, вмонтированной в головку ускорителя (рис. 2).

Облучение больных в режиме модуляции интенсивности (IMRT) и объемно-модулированной арк-терапии по технологии Rapid Arc

Все перечисленные технологии за исключением тотального терапевтического облучения относятся к конформному облучению. Облучение больных в режиме модуляции интенсивности мощности дозы или IMRT характеризуется следующими позициями:

- осуществляется конформное облучение с использованием МЛК;
- облучение осуществляется с нескольких статических направлений;
- движение лепестков МЛК во время процедуры облучения осуществляется преимущественно в режиме «движущегося окна» («sliding window»);
- при методике IMRT изменяется скорость движения лепестков.

Технологическая реализация методики объемно-модулированной арк-терапии по технологии Rapid Arc включает в себя технологию IMRT и сопровождается следующими характерными действиями:

- осуществляется конформное облучение с использованием МЛК;
- облучение происходит в ротационном режиме, с любого направления, секторами;
- движение лепестков МЛК во время процедуры облучения осуществляется преимущественно в режиме «движущегося окна» («sliding window»).

При реализации методики RapidArc (и в этом отличие методики от технологии IMRT) изменяется:

- скорость движения лепестков МЛК;
- скорость движения головки ускорителя (гантри);
- мощность дозы в процессе облучения.

Верификация (предварительная проверка) планов облучения как одна из составляющих программы гарантии качества

На всех ускорителях радиологического отделения реализуется технология IMRT, на четырех реализуется технология RapidArc. Совершенно очевидно, что, чем более автоматизирован клинический ускоритель, тем большего контроля и более высокой квалификации и организации труда он требует со стороны медицинских физиков. Реализация технологий IMRT и RapidArc требует проведения предварительных, то есть до реализации плана на больном, дозиметрических проверок или, как принято говорить, верификаций (рис. 4 а). Для предтерапевтических проверок используется специальное оборудование, которое позволяет убедиться в исправности МЛК и точной передаче всех параметров облучения по сети на ускоритель [1–5].

Оборудование включает 2D матрицы детекторов на основе ионизационных камер Seven 29 (PTW, Германия) в комплекте с тканеэквивалентным восьмигранным фантомом Octavius (рис. 4 а, б, в). Кроме этого, для решения тех же задач применяются матрицы детекторов на основе полупроводниковых детекторов MapCheck (Sun Nuclear, США) в комплекте с твердой водой и 3D матрица детекторов ArcCheck (Sun Nuclear, США) (рис. 4 г).

Матрицы детекторов комплектуются программным обеспечением, возможностью импортировать рассчитанное дозовое распределение из системы планирования через сеть и выполнять дозиметрическое сравнение измеренных и рассчитанных данных по

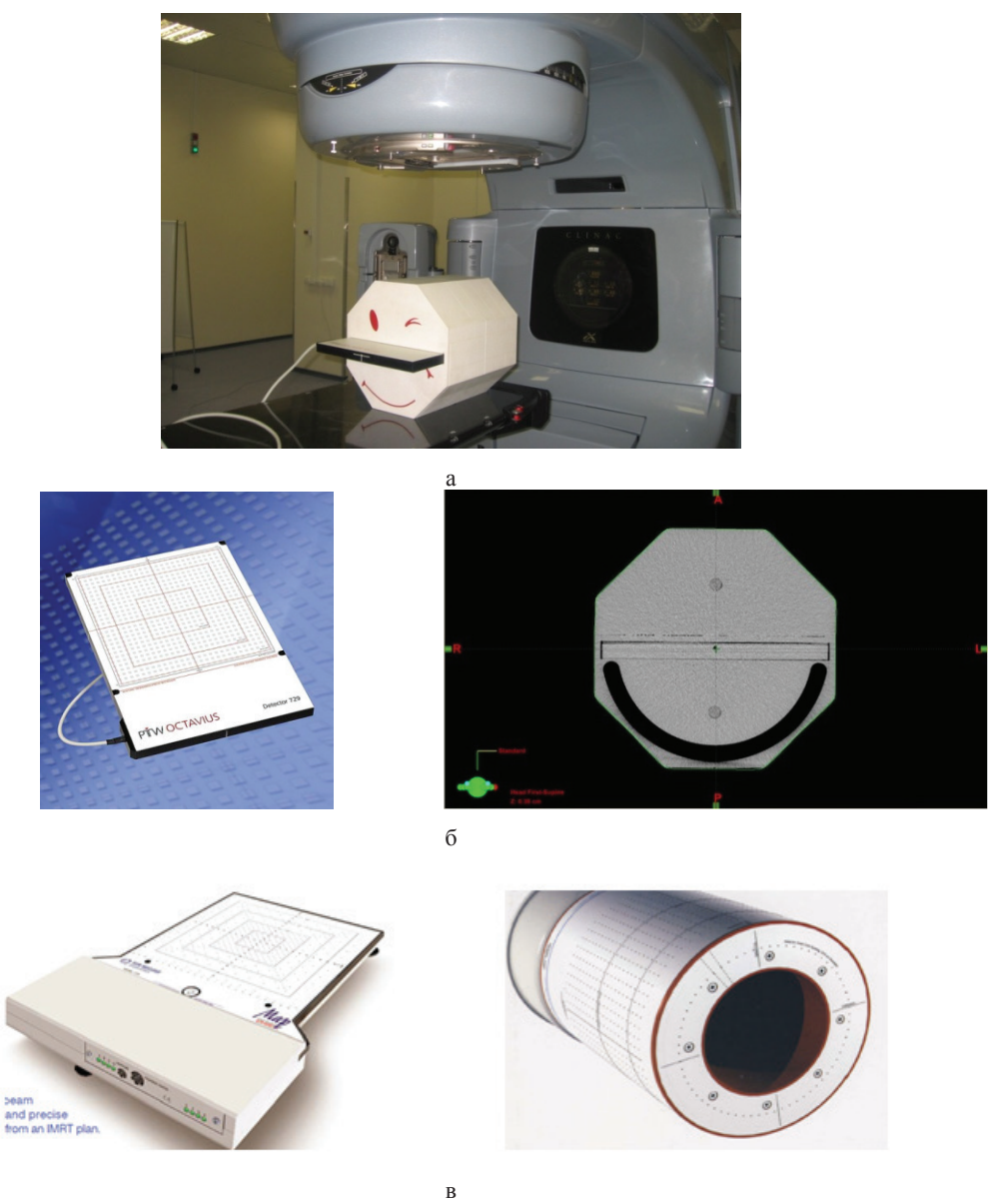


Рис. 4. Ускоритель электронов Clinac iX с фантомом для верификации плана облучения (а), двумерный массив детекторов 2D ARRAY Seven 29 (б), фантом Octavius Linac (в), матрицы детекторов 2D – массив MapCheck и 3D – матрица детекторов на основе полупроводниковых детекторов ArcCheck (г)

Fig. 4. Clinac iX electron accelerator with phantom for irradiation plan verification (a), 2D ARRAY Seven 29 2D detector array (b), Octavius Linac phantom (c), 2D detector matrices - MapCheck array and 3D detector matrix based on ArcCheck semiconductor detectors (d)

выбранному критерию. При удовлетворительном совпадении рассчитанных и измеренных дозиметрических данных дается разрешение на проведение лучевого лечения. При неудовлетворительном исходе (по гамма-критерию) [1–5] план пересматривается, если необходимо – перепланируется.

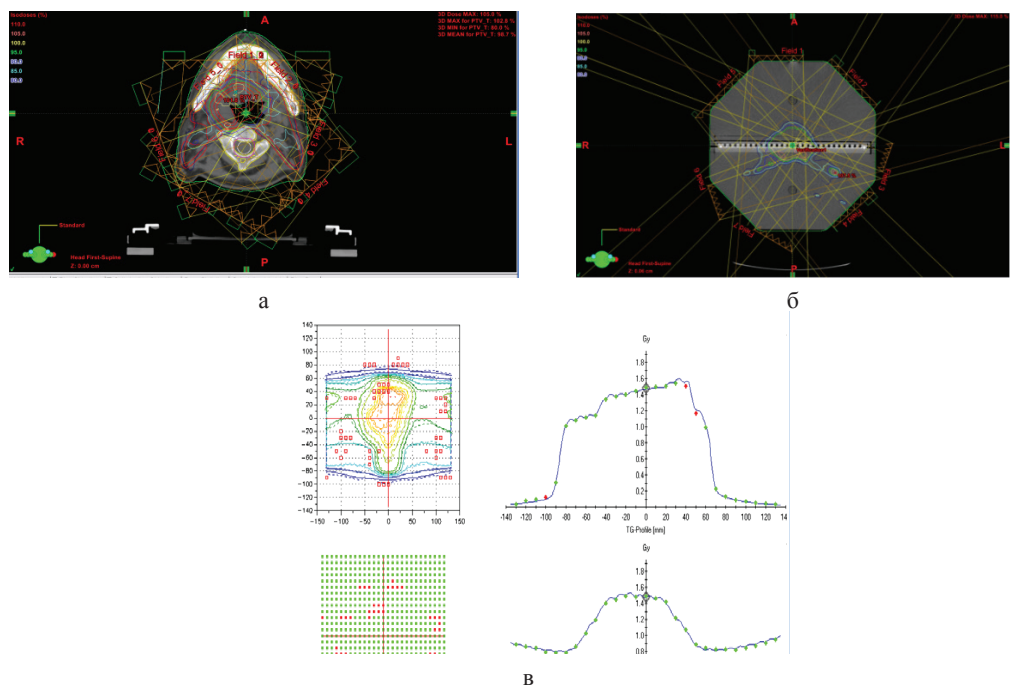


Рис. 5. Примеры рассчитанного на СП Eclipse плана с модуляцией интенсивности а) и перерасчитанного на фантом Octavius Linac с матрицей детекторов PTW 2D-Array Seven 29 верификационного плана б). Типичный протокол сравнения дозовых карт по профилям рассчитанного и измеренного дозных распределений плана облучения данных по гамма-критерию в)

Fig. 5. Examples of the intensity modulated plan calculated on the Eclipse SP a) and the verification plan recalculated on the Octavius Linac phantom with the PTW 2D-Array Seven 29 detector array б). Typical protocol for comparison of dose maps from the profiles of calculated and measured dose distributions of gamma-criterion data exposure plan в)

Технология верификации планов IMRT заключается в следующем:

- рассчитанный на СП Eclipse план облучения пациента пересчитывается на предварительно отсканированный срез фантома. При этом параметры программы, угла наклона гантри (головки ускорителя), размеров полей, разворота коллиматора и т. д. остаются неизменными, за исключением величин мониторинжных единиц, которые пересчитываются с учетом новой геометрии и гомогенности фантома (рис. 5);
- далее новый план импортируется на ускоритель, где и проходит процедура проверки.

Стереотаксическая радиохирургия

Стереотаксическая радиохирургия (CPX) характеризуется однократным облучением опухоли высокой дозой ионизирующего облучения (10–30 Гр). Во избежание переоблучения критических органов создаются дозовые распределения с высоким градиентом дозы на границе мишени. Стереотаксическая радиотерапия (CPT) (SRT-англ.) осуществляется при тех же требованиях с фракционированием дозы. Начиная с 2006 года, американским обществом терапевтической радиологии и онкологии (ASCO), американской ассоциацией нейрохирургов (AANC), конгрессом нейрохирургов (CNS) дано новое определение стереотаксической радиохирургии как метода, который включает как традиционную, проводимую за одну фракцию, так и фракционированную стереотаксическую ЛТ. Таким образом, в настоящее время для любых методик стереотаксического облучения применяется единый термин – стереотаксическая радиохирургия.

Использование стереотаксической радиохирургии обусловлено благоприятным биологическим эффектом. Некоторые авторы объясняют влияние однократного высокодозного облучения на опухоль индукцией процесса апоптоза в пролиферирующих клетках. Также однократное облучение высокой дозой приводит к повреждению ДНК опухолевых клеток вне зависимости от стадии митоза, в которой они находятся (в отличие от стандартной лучевой терапии (ЛТ)). Наблюдается эффект радиационной абляции (выжигания) опухоли. При этом значительно снижается пролиферативная активность опухолевых клеток. Все эти изменения приводят к торможению роста или исчезновению опухоли [6, 7]. Ограничения на использование стереотаксической радиохирургии обусловлены высочайшей одноразовой подводимой к опухоли дозой и гораздо большей (в этом случае) вероятностью поражения прилегающих к опухоли здоровых органов и тканей. Поэтому поперечные размеры очага в области головы могут варьироваться от нескольких миллиметров до 3,5 см, так как с ростом размера очага резко возрастает риск постлучевых осложнений.

Все ускорители для СРТ в настоящий момент условно можно разделить на два класса. К первому классу относятся машины, специально разработанные и предназначенные для реализации процедуры стереотаксической радиохирургии. Ко второму классу относятся ускорители общего назначения с дополнительным оборудованием, в сочетании с которым на ускорителе могут быть реализованы процедуры стереотаксической радиохирургии. Протонные пучки могут быть использованы и используются для стереотаксического облучения, но ввиду их высокой стоимости применяются нечасто и в настоящий момент не составляют инструментальную основу лучевой терапии в нашей стране.

Аспекты развития стереотаксической радиохирургии опухолей головного мозга в клинике

Отделение нейрохирургии в онкологической клинике центра было создано более 17 лет назад. Тогда же остро встал вопрос об организации технологического парка и реализации методик стереотаксической лучевой терапии преимущественно для онкологических больных с метастазами в головной мозг. С учетом многообразия представленных в клинике нозологий на этапе переоснащения Отдела радиационной онкологии в 2009 г. было принято решение о выборе единого технологического комплекса, в рамках которого для задач стереотаксического облучения был приобретен ускоритель электронов Clinac 600C с дополнительным оборудованием для стереотаксического облучения. Было также принято решение о развитии этого вопроса и дальнейшем приобретении исключительно специализированной машины для стереотаксической лучевой терапии, которое было реализовано в 2012 г. закупкой ускорителя КиберНож (рис. 6).

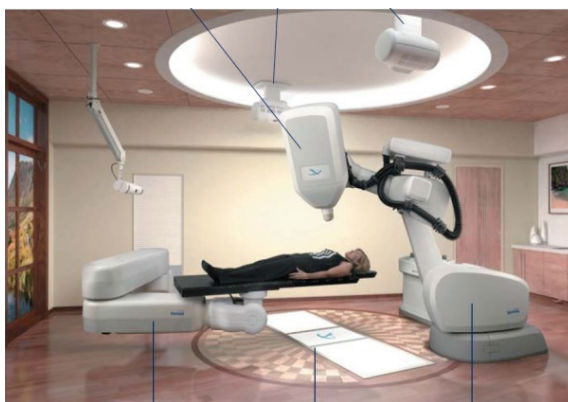


Рис. 6. Ускоритель электронов Кибернож
Fig. 6. Cyberknife Electron Accelerator

Главными особенностями специализированных машин являются наличие микромноголепестковой диафрагмы и/или конических коллиматоров, наличие устройств визуализации и контроля за положением опухоли больного на терапевтическом столе в режиме онлайн с возможностью корректировки положения пациента с учетом зарегистрированных сдвигов, наличие режима облучения с высокой мощностью дозы. Таким образом, опыт стереотаксической лучевой терапии в «НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина» был начат с ускорителя Clinac 600C и продолжен на КиберНоже. Отсутствие системы контроля за положением опухоли в режиме онлайн на Clinac 600C и возможности корректировки этого положения с помощью стола послужило поводом для перевода пациентов также на ускоритель электронов Clinac 2300iX. Ускоритель оборудован рентгеновской системой контроля за положением пациента непосредственно на терапевтическом столе (OBI – On Board Imaging) и возможностью выполнения компьютерной томографии в коническом пучке (CBCT – Cone beam computed tomography), позволяющей контролировать положение опухоли с точностью до 1 мм. Постоянный контроль выполнения лучевой терапии с помощью системы OBI и верификации индивидуальных дозиметрических планов позволяют быть уверенным в самой точной реализации индивидуальной программы лечения пациента.

Технология лучевой терапии с контролем по дыханию

Во время процедуры лучевой терапии больной дышит, при этом дозное распределение, как принято говорить, размывается. «Размытие» дозного распределения, вызванное дыхательным движением, должно быть сведено к минимуму за счет учета этого движения.

Методики, связанные с контролем за дыхательным движением, объединены в единый технологический класс и включают [8]:

- методики задержки дыхания;
- техники поверхностного дыхания;
- методики включения и выключения пучка с синхронизацией по дыханию («гейтинг»).

Методика дыхательного «гейтинга» заключается в управлении пучком в пределах конкретной части дыхательного цикла пациента, которая называется «гейтом». Положение и ширина «гейта» устанавливаются заранее при предлучевой подготовке и отслеживаются по внешнему дыхательному сигналу или по внутренним координатным маркерам. Система контроля по дыханию на указанных ускорителях (Varian Real-time Position Management (RPM)) состоит из пластикового маркера, отражающего инфракрасное излучение и закрепляемого на брюшной поверхности пациента между пупком и мечевидным отростком. У подножия стола или на стене монтируется инфракрасная камера, окруженная инфракрасными диодами. Камера регистрирует отраженное от маркера, тем самым отслеживая дыхательное движение. Когда положение маркера входит в заданный «гейт» (такой же, как и при симуляции), пучок включается, при выходе из «гейта» – отключается (рис. 7).

На рис. 8 приведены фотографии фантомов и тест-объекта для настроек и обеспечения качества технологии лучевой терапии с синхронизацией по дыханию. Предлучевая подготовка больного и планирование облучения осуществляются на КТ в тех же фазах цикла, когда включается пучок ускорителя для облучения (рис. 9).

Технология тотального терапевтического облучения представлена в литературе [9–11] и в данной статье не рассматривается.

Гарантия качества лучевой терапии

Перечисленные методики конформного облучения обладают тем преимуществом по отношению к конвенциональной лучевой терапии (не конформной), что позволяет достичь предельной гомогенности дозы в пределах мишени и высокого градиента дозы на границе «опухоль–критический орган», что приводит к существенному повышению качества излечения опухоли и качества жизни онкологических больных.

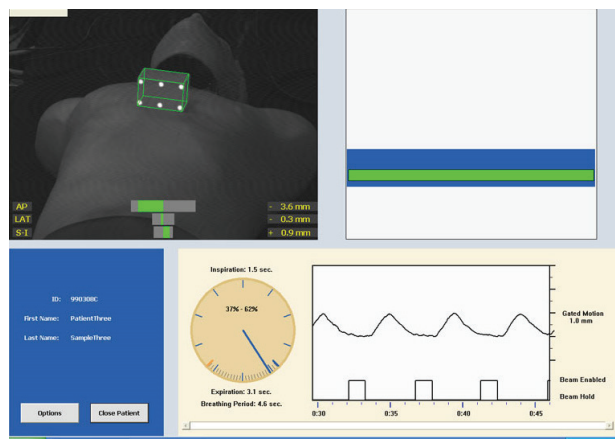


Рис. 7. Интерфейс системы Varian RPM для ЛТ с контролем по дыханию на ускорителе электронов
Fig. 7. Varian RPM system interface for LT with respiration control at the electron accelerator

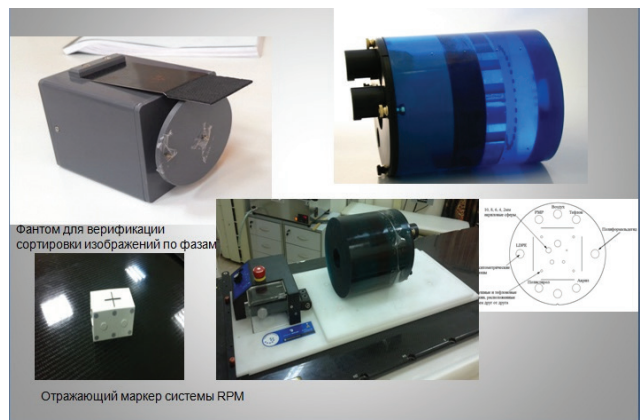


Рис. 8. Фантомные устройства и тест-объект для настроек и обеспечения качества технологии лучевой терапии с синхронизацией по дыханию
Fig. 8. Phantom devices and test object for setup and quality assurance of breath-synchronised radiation therapy technology

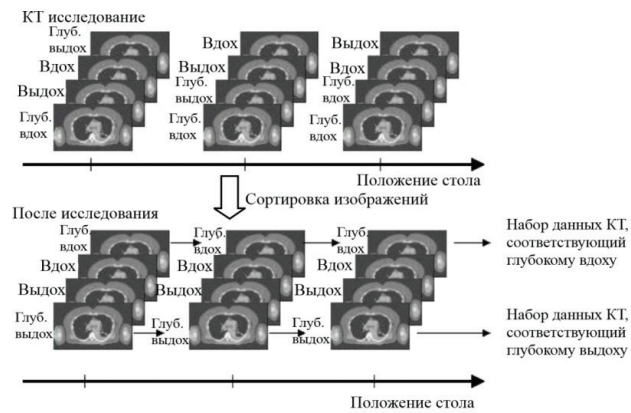


Рис. 9. Сортировка КТ для планирования и ЛТ с контролем по дыханию
Fig. 9. CT sorting for planning and respiratory-controlled LT

Помимо этого, дозиметрические параметры ускорителей электронов в соответствии с требованиями международного стандарта находятся под постоянным контролем медицинских физиков. Гарантия качества – это перечень международных норм и стандартов, по отношению к которым оценивается правильность выполненных персоналом процедур [3–6]. Программа гарантии качества, внедренная и ежедневно реализуемая в отделении медицинской физики, позволяет предотвратить пере- или недооблучение пациентов, избежать тяжелейших лучевых осложнений. В связи с этим осуществляется систематические действия по контролю качества параметров, а именно [3]:

- получение исходных дозиметрических данных специалистами отделения (возможно получение этих данных наемными руками);
- заведение дозиметрических данных в систему планирования (СП) специалистами отделения;
- тестирование навигационного комплекса, предназначенного для предтерапевтической подготовки онкологических больных (калибровки КТ);
- калибровка ускорителей и их бортовой аппаратуры, включая сам ускоритель, многолепестковый коллиматор, устройство портальной визуализации, устройство получения изображения в киловольтном пучке;
- тестирование СП в соответствии с международным стандартом, включая необходимые проверки совпадения измеренных и рассчитанных данных;
- планирование облучения больных;
- предтерапевтические проверки сложных методик облучения с помощью матриц детекторов;
- ручной независимый расчет;
- калибровки дозиметрического оборудования;
- аудиты (внешний контроль дозиметрических параметров с добровольного согласия физиков): Международного агентства по атомной энергетике (МАГАТЭ), Европейского сообщества радиационных онкологов (EQUAL ESTRO), Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM) и т. д.

По мнению многих специалистов, современные технологии в лучевой терапии достигли максимальных возможностей. Но не с точки зрения достижения терапевтического эффекта (излечение опухоли), а с точки зрения величины дозовых нагрузок на не затронутые раковыми клетками и близкорасположенные к опухоли критические органы. Хорошо известно, что, несмотря на существенное снижение дозовых нагрузок на здоровые органы и ткани при применении современных технологий, ранние лучевые реакции и отдаленные лучевые повреждения имеют место быть и могут быть причиной ятрогенной гибели больного. Это связано в первую очередь с ограниченными возможностями применяемых в настоящее время технологий, несмотря на их продвинутость и современность. Поэтому перспективы развития технологий в создании в России клинических протонных центров и лечения тяжелыми заряженными частицами, имеющими иные физические и дозиметрические характеристики и за счет этого несущими в себе новые возможности и перспективы с точки зрения сохранения критических структур.

Протонная терапия как исторически первый вариант адронной терапии приобрела большой мировой опыт лечения пучками заряженных частиц. Имеются разработанные международные стандарты лечения и протоколы. Преимущества протонной терапии заключаются в специфике взаимодействия протонов с биологической тканью. Специфика заключается в том, что основное энерговыделение происходит в пике Брэгга (модифицированном и не модифицированном). При этом мы располагаем достаточно большой глубиной проникновения (порядка 15 см) при типичной энергии 250 МэВ/кулон и, тем самым, возможностью подавления роста радиорезистентных опухолей. В настоящее время созданными отечественными клиническими протонными центрами набирается собственный опыт и статистика излечения опухолей при различных нозологиях. Но, исходя из отечественного и зарубежного опыта лечения протонами, очевидно, что в дорогостоящем протонном лечении нуждаются не все пациенты, а ограниченный по

нозологиям контингент, например, с опухолями в области головы, шеи и глаз, так как результаты лечения фотонами и протонами могут быть сопоставимы, как, например, при раке предстательной железы.

Ионная терапия – технология, усиливающая положительные аспекты протонной терапии и добавляющая ряд новых возможностей, например, применение технологий ОФЭКТ/ПЭТ за счет использования пучка ионов углерода ^{12}C . Это позволяет уточнять или корректировать свойства лечебного пучка.

Нейтрон-захватная терапия позволяет осуществлять выделение высокой энергии в ограниченном объеме за счет резонансного захвата теплового нейтрона ^{10}B с последующим выделением короткопробежной альфа-частицы и фотонов низкой энергии. Возможно и использование ^{157}Gd , однако соединения с его присутствием ядовиты. Основной проблемой является доставка ^{10}B к злокачественным клеткам опухоли. К настоящему времени разработан ряд транспортеров бора, позволяющих достаточно точно накапливать бор только в структурах опухоли. Однако данное свойство не отменяет требование к наличию навигационного инструментария для оценки точности позиционирования пациента перед облучением и контроля процесса облучения. В силу малой энергии эпитепловых нейтронов (энергии порядка 10 КэВ) данная методика позволяет лечить опухоли неглубокого залегания и в ряде случаев более эффективно, чем при протонно-ионной терапии.

Таким образом, применение технологий с использованием тяжелых заряженных частиц и их внедрение смогли бы решить вопросы не только альтернативного преодоления радиорезистентности некоторых опухолей, но и еще большего снижения дозовых нагрузок на критические органы.

Флэш-радиотерапия. Возможности получения при ЛТ однократного облучения сверхвысокой мощности дозы, десятки Гр/секунду, уделяется особое внимание. Установлено, что при этом происходит меньшее повреждение кожи, легких, кишечника и некоторых других тканей, чем при обычных для лучевой терапии мощностях доз. Ряд исследований указывает на усиление при этом лучевого поражения опухолей. Радиобиологические механизмы этого явления остаются неясными. Сам эффект явления, получившего в радиационной онкологии название флэш-радиотерапия, представляет несомненный клинический и экспериментальный интерес.

Заключение

В клинике онкологического центра внедрены технологии конформного облучения онкологических больных, соответствующие мировым стандартам. Это 3D конформная лучевая терапия, радиотерапия с модуляцией по интенсивности, модулированная по объему арк-терапия, методика стереотаксического облучения, методика лучевой терапии с контролем по дыханию, методика тотального терапевтического облучения с последующей трансплантацией костного мозга. В большинстве онкологических клиник России эти технологии также внедрены. По наблюдениям многих специалистов применение описанных выше технологий позволило достичь определенного насыщения в возможностях снижения дозовых нагрузок на критические органы. Это связано в первую очередь с ограниченными возможностями применяемых в настоящее время технологий, несмотря на их продвинутость и современность. Поэтому перспективы развития лучевой терапии в России заложены в создании нескольких клинических центров по использованию тяжелых заряженных частиц (и возможностях развития флэш-терапии на этих базах в том числе), которыми на сегодняшний день являются г. Санкт-Петербург (центр протонной терапии МИБС), г. Димитровград (центр протонной терапии ФВЦМР ФМБА России), г. Обнинск (Центр протонной терапии на базе Медицинского радиологического научного центра (МРНЦ)). Планируется введение в эксплуатацию еще четырех федеральных и региональных медицинских центров протонной терапии ФМБА: во Владивостоке, Москве, Новосибирске, Обнинске. В них устанавливаются усовершенствованные российскими ядерщиками из ОИЯИ протонные ускорители ИВА с привлечением технологий японской компании Hitachi Ltd.

Л и т е р а т у р а

1. Ezzell GA, Galvin JM, Low D et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee, Med. Phys., 2003;30:2090 – 2115.
2. Bedford JL. Treatment planning for volumetric modulated arc therapy, Med. Phys., 2009;36(11):5128 – 5138.
3. Klein EE, Hanley J, Bayouth J et al. Task Group 142 report: Quality Assurance of Medical Accelerations, Med. Phys., 2009;36(9):4197 – 4212.
4. Islam M, Bernhard D, Smale J. et al. An integral quality monitoring system for real-time verification of intensity modulated radiation therapy, Med. Phys., 2009;36(12):4197 – 4212.
5. Alber M, Broggi S, Eichwurzel I. et al. Guidelines for the verification of IMRT, ESTRO booklet №9, 2008.
6. Zhang X, Velasco C, Yany Y et al. SU-GG-T-294. Quality Assurance for Small SRS Photon Field Using Lucy Phantom of Brain Lab IPlan, Med. Phys., 2010;37.
7. Ярмоненко, С. П. Радиобиология человека и животных / С. П. Ярмоненко, А. А. Вайсон // Москва : Высшая школа. – 2004.
8. Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students, IAEA, 2005.
9. Тотальное облучение организма человека при трансплантации костного мозга / К. Н. Мелкова, Н. В. Горбунова, Т. З. Чернявская [и др.] // Онкогематология. – 2012. – Т. 5. – № 2. – С. 96–114.
10. Техническое и дозиметрическое обеспечение тотального облучения пациентов перед трансплантацией костного мозга / И. М. Лебеденко, Т. Г. Ратнер, В. В. Водяник [и др.] // Мед. физ. – 2012. – № 3 (55). – С. 11–19.
11. Проведение тотального облучения пациента перед трансплантацией костного мозга / И. М. Лебеденко, Т. Г. Ратнер, В. В. Водяник [и др.] // Рад. онкология и ядерная медицина. – 2012. – № 2. – С. 30–36.

R e f e r e n c e s

1. Ezzell GA, Galvin JM, Low D et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee, Med. Phys., 2003;30:2090–2115.
2. Bedford JL. Treatment planning for volumetric modulated arc therapy, Med. Phys., 2009;36(11): 5128–5138.
3. Klein EE, Hanley J, Bayouth J et al. Task Group 142 report: Quality Assurance of Medical Accelerations, Med. Phys., 2009;36(9):4197–4212.
4. Islam M, Bernhard D, Smale J. et al. An integral quality monitoring system for real-time verification of intensity modulated radiation therapy, Med. Phys., 2009;36(12):4197–4212.
5. Alber M, Broggi S., Eichwurzel I. et al. Guidelines for the verification of IMRT // ESTRO booklet №9. – 2008.
6. Zhang X, Velasco C, Yany Y et al. SU-GG-T-294. Quality Assurance for Small SRS Photon Field Using Lucy Phantom of Brain Lab IPlan, Med. Phys., 2010;37.
7. Yarmonenko SP. Radiobiology of man and animals, Moscow: Higher School, 2004.
8. Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students, IAEA, 2005.
9. Melkova KN, Gorbunova NV, Chernyavskaya TZ et al. Total irradiation of the human body during bone marrow transplantation, Oncohematology, 2012;5(2):96–114.
10. Lebedenko IM, Ratner TG, Vodyanik VV et al. Technical and dosimetric support of total irradiation of patients before bone marrow transplantation, Med. Phys., 2012;3(55):11–19.

ЛЕБЕДЕНКО Ирина Матвеевна – д. б. н., доцент, с. н. с. службы медико-физического сопровождения отделения радиотерапии НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина, проф. каф. № 35 медицинской физики, НИЯУ «МИФИ».

E-mail: imlebedenko@mail.ru

Irina M. LEBEDENKO – Dr. Sci. (Biol.), Assoc. Professor, Senior Researcher, Medical and Physical Support Service of the Radiotherapy Department of the N.N. Blokhin National Medical Research Center of Oncology, Professor, Department No. 35 of Medical Physics, NNRU MEPhI.