

И. Г. Тарутин
Е. В. Титович

**ПРИМЕНЕНИЕ
ЛИНЕЙНЫХ
УСКОРИТЕЛЕЙ
ЭЛЕКТРОНОВ
В ВЫСОКО-
ТЕХНОЛОГИЧНОЙ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**



Минск
«Беларуская навука»
2014

УДК 615.849.1:621.384.64

Тарутин, И. Г. Применение линейных ускорителей электронов в высокотехнологичной лучевой терапии / И. Г. Тарутин, Е. В. Титович. – Минск : Беларуская навука, 2014. – 175 с. – ISBN 978-985-08-1727-3.

В книге рассматриваются вопросы физико-технического обеспечения новых высокотехнологичных методов лучевой терапии злокачественных новообразований с помощью линейных ускорителей электронов. Кратко излагаются история применения ускорителей в лучевой терапии, современные методы облучения пациентов. Основное внимание уделено контролю качества работы ускорителей и их отдельных устройств, а также верификации алгоритмов расчета распределений дозы, расчета количества мониторинжных единиц для индивидуального плана облучения пациента, доставке дозового распределения, особенностям верификации планов облучения пациентов по методикам лучевой терапии с модулированной интенсивностью. Рассмотрены также вопросы организации и кадрового обеспечения работы физико-технического персонала в отделениях лучевой терапии.

Монография предназначена для медицинских физиков и инженеров отделений лучевой терапии, а также для радиационных онкологов, преподавателей, занимающихся подготовкой кадров для медицинской радиологии, студентов высших технических и медицинских учебных заведений.

Табл. 15. Ил. 33. Библиогр.: 157 назв.

Рецензенты:

доктор технических наук, профессор В. Н. Линев
доктор медицинских наук, профессор Н. И. Крутилина

Рекомендовано Ученым советом ГУ «РНПЦ онкологии
и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова»
(протокол № 4 от 18.03.2014 г.)

ISBN 978-985-08-1727-3

© Тарутин И. Г., Титович Е. В., 2014
© Оформление. РУП «Издательский
дом «Беларуская навука», 2014

ПРЕДИСЛОВИЕ

Лучевая терапия злокачественных новообразований отличается от других видов медицинского облучения высокими значениями поглощенной дозы, способными вызвать у пациентов как стохастические, так и детерминированные эффекты – лучевые реакции и осложнения со стороны нормальных тканей. В отличие от диагностического облучения пациентов в лучевой терапии нельзя просто уменьшать поглощенную дозу, что связано с необходимостью достижения канцерцидного эффекта в опухолевом очаге или мишени. Поэтому главным требованием к радиационной защите пациентов является максимально возможное снижение дозы в нормальных тканях и органах, окружающих мишень. Вторым требованием является обязательное установление в клиниках системы гарантии качества лучевой терапии. От выполнения этого требования непосредственно зависит повышение качества оказываемых медицинских услуг.

Основной тенденцией в современном развитии технического обеспечения лучевой терапии является интенсивный отказ от применения дистанционных гамма-терапевтических аппаратов с источниками излучения кобальта-60 и переход на использование линейных ускорителей электронов. Ежегодно в мире выпускаются сотни медицинских ускорителей различного назначения, обладающих уникальными характеристиками пучков фотонов и электронов. Именно эта уникальность позволила существенно снизить объемы облучения нормальных тканей и дозы в них. Только на

ускорителях удалось реализовать такие высокотехнологичные методы лучевой терапии, как конформное облучение, терапия с модулированной интенсивностью излучения, стереотаксическая терапия малых мишеней в головном мозге и в теле пациентов, облучение, синхронизированное с дыханием пациентов, и некоторые другие виды терапии.

Следует отметить, что реализация высокотехнологичной лучевой терапии стала возможной благодаря тому, что мировые лидеры в производстве ускорителей очень внимательно отслеживают результаты применения в клиниках их оборудования, а лучевыми терапевтами разных стран мира вносятся предложения по усовершенствованию техники облучения. Реализация таких предложений занимает у производителей 1–2 года. Новые модели компаний «Вариан» и «Электа» позволяют создавать любые заданные распределения поглощенной дозы при облучении онкологических больных с хорошим терапевтическим эффектом. Появились линейные ускорители, работающие на принципах спирального облучения мишеней, ускорители, установленные на работизированных приводах. Все они выпускают только пучки фотонов. Эти аппараты сразу же находят свое применение в оказании терапевтической помощи пациентам.

В то же время клиники, имеющие в своем распоряжении современные сложнейшие ускорители электронов, должны иметь квалифицированный клинический и технический персонал, способный максимально эффективно использовать оборудование, следить за всем технологическим процессом лучевой терапии и уделять большое внимание радиационной защите пациентов. Поэтому установление в отделениях лучевой терапии системы гарантии ее качества является обязательным.

Гарантия качества лучевой терапии представляет собой систему мероприятий, направленных на соблюдение качества технологического процесса лучевого лечения на всех его этапах. При этом исключительно важным становится контроль качества применяемого оборудования: гамма-те-

рапевтических аппаратов для дистанционного и контактного облучения, медицинских ускорителей электронов, систем планирования облучения, рентгеновских симуляторов и пр. Контроль качества оборудования, применяемого в лучевой терапии, является ключевым элементом оптимизации радиационной защиты пациентов. С точки зрения контроля качества работы наиболее сложными являются современные ускорители электронов. Особое значение здесь имеет контроль тех параметров, которые влияют на величину и распределение поглощенной дозы в мишени и во всем теле пациента.

В ГУ «Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова» в 2003 г. создана и утверждена Минздравом республики инструкция по применению контроля качества медицинских ускорителей электронов предыдущих поколений. Инструкция была разработана на основе анализа существующих протоколов других стран мира, а также рекомендаций международных организаций. В ней были учтены требования белорусских нормативных документов для кабинетов и отделений лучевой терапии, которые действовали на начало XXI в. Появление ускорителей нового поколения потребовало разработки специальных дополнений к протоколам контроля качества в плане реализации высокотехнологичных методик облучения пациентов с помощью новых устройств. Такая работа ведется во многих странах мира, в том числе и в «РНПЦ ОМР им. Н. Н. Александрова».

Авторы настоящей монографии уже много лет занимаются разработкой национальных протоколов контроля качества всего оборудования, применяемого в лучевой терапии опухолей. Созданные ими протоколы до сих пор пользуются популярностью в странах СНГ. В то же время разработка новых протоколов контроля качества работы современных ускорителей электронов по-прежнему актуальна.

В монографии рассматриваются проблемы качества высокотехнологичной лучевой терапии, к которым относятся

верификация алгоритмов расчета распределений дозы, верификация расчета количества мониторинговых единиц для индивидуального плана облучения пациента, верификация доставки дозового распределения, особенности верификации планов облучения пациентов по методикам лучевой терапии с модулированной интенсивностью, а также верификация положения пациента во время облучения. Обсуждается оценка рассчитанных планов облучения с помощью гистограмм доза–объем и оценка реализованных планов облучения методом гамма-индексирования. Рассматриваются также вопросы организации работы ускорителей при проведении высокотехнологичной лучевой терапии, гарантии качества высокотехнологичной лучевой терапии, организации контроля качества работы современных ускорителей электронов и их сервисного обслуживания. Глава 7 посвящена кадровому обеспечению работы современных ускорителей электронов при проведении высокотехнологичной лучевой терапии. В последней главе авторы делают попытку оценить перспективы дальнейшего развития медицинских линейных ускорителей электронов в ближайшие несколько лет.

Предлагаемая читателям монография посвящена вопросам физико-технического обеспечения высокотехнологичной лучевой терапии и предназначена для медицинских физиков и инженеров отделений лучевой терапии, а также для радиационных онкологов, преподавателей, занимающихся подготовкой кадров для медицинской радиологии, студентов высших технических и медицинских учебных заведений.

Авторы благодарны рецензентам – профессору В. Н. Линеу и профессору Н. И. Крутилиной за ценные замечания и советы, способствовавшие улучшению качества изложения материала.

Особую признательность авторы выражают представителям компании «Традинтек» в Республике Беларусь за помощь в издании книги.

ПЕРЕЧЕНЬ СОКРАЩЕНИЙ

ЕСТРО (ESTRO) – Европейский союз терапевтических радиационных онкологов;

ИИИ – источник ионизирующего излучения;

ИК – ионизационная камера;

КРТ (СТ) – компьютерный рентгеновский томограф;

МАГАТЭ (IAEA) – Международное агентство по атомной энергии;

МКРЕ (ICRE) – Международная комиссия по единицам и измерениям;

МКРЗ (ICRP) – Международная комиссия по радиологической защите;

МПД (MLC) – многопластинчатая диафрагма;

МОС (ISO) – Международная организация стандартизации;

МРТ – магниторезонансный томограф;

МЭК (IEC) – Международная электротехническая комиссия;

ПГД – процентная глубинная доза;

ПММА – полиметилметакрилат;

ПЭТ – позитронно-эмиссионный томограф;

РИП – расстояние источник–поверхность;

СВЧ-поле – сверхвысокочастотное поле;

ТЛД – термolumинесцентные детекторы;

ТОТ (TBI) – тотальное облучение тела;

ТЭЗ – технико-экономическое задание;

EDW – динамический клин;

EPID – устройство регистрации транзитных (портальных) изображений;

IGRT – лучевая терапия, управляемая изображениями;

IMAT (VMAT, AMRT, RapidArc) – ротационное облучение с переменными характеристиками излучения;

IMRT – лучевая терапия с модулированной интенсивностью;

IORT – интраоперационное облучение;

OBI – система рентгеновского контроля облучения, интегрированная в штатив ускорителя;

SBRT – экстракраниальная стереотаксическая радиотерапия;

SRS – стереотаксическая радиохирургия;

SRT – стереотаксическая радиотерапия;

3DCRT – конформное облучение;

4D – облучение, синхронизированное с дыханием пациента.

КРАТКАЯ ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Медицинские линейные ускорители электронов в настоящее время стали основным типом аппаратов, применяемых в лучевой терапии злокачественных заболеваний. Они стремительно вытесняют из парка оборудования для облучения онкологических пациентов гамма-терапевтические аппараты с источниками кобальта-60.

Медицинские ускорители электронов используются в лучевой терапии достаточно длительное время. На первых порах для облучения пациентов применялись как линейные ускорители, так и бетатроны, микротроны и ускорители прямого действия. Однако высокая мощность поглощенной дозы, гибкость механических характеристик, меньшие вес и габариты постепенно выявили существенные преимущества линейных ускорителей перед другими их типами. По состоянию на 2013 г. в мире используется более 15 тыс. медицинских линейных ускорителей электронов.

История развития линейных ускорителей электронов для медицинских целей повторяет историю развития всей мировой техники, включая электронику, вычислительную технику, технику СВЧ, точную механику, оптику и т. п.

Первые ускорители, представлявшие собой аппараты для статического облучения пациентов только вертикально направленными пучками электронов и фотонов, имели поля облучения размером до 20×20 см. Ускорение электронов осуществлялось в волноводах, работавших на бегущей волне СВЧ-поля. По этой причине длина ускоряющих волново-

дов была достаточно большой и достигала 4 м при энергии ускоренных электронов порядка 20–25 МэВ. В качестве генераторов СВЧ-мощности применялись в основном магнетроны, а несколько позже – клистроны.

Медицинские ускорители электронов разрабатывались параллельно в США и Англии и были установлены в первую очередь в клиниках этих стран. Аппараты представляли собой опытные образцы, изготавливались компаниями “Mullard Equipment Ltd” и “Metropolitan-Vickers Electrical Co Ltd” в Англии, а также в Стэнфордском университете в США. Энергия электронов на выходе из волновода достигала 4–8 МэВ [1]. Их применение позволило начать накопление клинических данных по лучевой терапии злокачественных опухолей.

Первые медицинские линейные ускорители электронов, нашедшие широкое применение в онкологических клиниках, появились в конце 1950-х – начале 1960-х годов в США (компании “Varian” [1], “Mullard” и “Metropolitan-Vickers Electrical” [2]). В это же время начались разработки линейных ускорителей для лучевой терапии во Франции (компания «CGR-MeV») [3], Германии (компания “Siemens”), Швейцарии (компания “Brown Boveri”), Японии (компании “Toshiba» и “Mitsubishi”) [3], СССР (НИИЭФА им. Д. В. Ефремова) [4]. Компания “Philips” в конструкции своих ускорителей использовала разработки компании “Mullard Equipment Ltd”, а компания “Brown Boveri” – разработки “Metropolitan Vickers Electrical Co Ltd” [1].

В основу первых аппаратов для лучевой терапии были положены разработки ускорителей, применявшихся в научных исследованиях. Но для их использования в клиниках потребовалась существенная модернизация аппаратов.

Необходимо было создать специальные выходные устройства для формирования полей облучения с размерами, наиболее характерными для лечения различных локализаций опухолевых очагов, через которые фотоны и электроны выводились бы на пациентов. Потребовались специальные ле-

чебные столы для размещения пациентов с возможностью последующего центрирования мишени относительно осей радиационного пучка. Кроме того, необходимо было разрабатывать системы технического и дозиметрического контроля процесса облучения.

Дальнейшее развитие медицинских линейных ускорителей проходило по пути усовершенствования их конструкции, повышения надежности работы отдельных узлов и систем, обеспечения точности дозиметрического контроля отпускаемой дозы и увеличения ее максимальной мощности, увеличения максимальных размеров полей облучения.

Работы в этих направлениях проводились в течение 1970–1980-х годов. Затраты на них оказались очень высокими, и не все компании смогли создать аппараты, отвечающие все возрастающим требованиям клиник, проводящих лучевую терапию. Это повлекло сокращение количества фирм, выпускающих медицинские линейные ускорители. Основными поставщиками оборудования на мировом рынке стали компании “Varian”, “Siemens”, “Philips” и французская компания “CGR-MeV” [5]. К этому времени более четко определились медико-технические требования к ускорителям, применяемым в лучевой терапии. От применения энергии ускоренных электронов свыше 25 МэВ для проведения лучевого лечения отказались, чтобы избежать возникновения значительного нейтронного фона при облучении пациентов пучками фотонов высокой энергии, особенно при использовании высокой мощности дозы излучения порядка 2–3 Гр/мин. Кроме того, применение подвижных (ротационных) методов облучения с энергией фотонных пучков 6–18 МВ позволило получать приемлемые распределения поглощенной дозы в облучаемых объемах, практически не уступающие распределениям дозы для тех же клинических условий при использовании фотонного облучения с граничной энергией свыше 25 МВ [2, 3]. В дальнейшем наиболее используемой высокой граничной энергией фотонов для лучевой терапии стала энергия в 15 МВ.

Последнее десятилетие XX в. характеризовалось дальнейшим совершенствованием линейных ускорителей, применяемых в медицине. Были разработаны многопластинчатые диафрагмы (МПД), позволяющие создавать поля облучения фотонами комплексной формы, системы регистрации транзитных (портальных) изображений внутренней структуры тела пациентов, получаемых при прохождении терапевтического пучка через их тело. Количество пластин диафрагм на этом этапе составляло 32–40 пар. Каждая из пластин управлялась своим приводом. Кроме того, были разработаны различные приспособления для специальных методов облучения, в частности для стереотаксического облучения малыми полями. С помощью систем электронной регистрации портальных изображений EPID (Electron Portal Image Device) можно было получать изображения размером до 40×40 см.

Стоимость ускорителей росла пропорционально возрастающей сложности их исполнения. Это побудило компании “CGR-Med” и “Philips” отказаться от производства новой техники для облучения. Последняя передала свои производственные мощности компании “Elekta”, выпускавшей до этого только специализированные гамма-терапевтические установки “Gamma Knife” для стереотаксического облучения малых мишеней в головном мозге.

Тенденция к усовершенствованию конструкции медицинских ускорителей электронов наблюдается и в новом столетии. Основными производителями аппаратов для проведения дистанционной лучевой терапии на сегодняшний день являются компании “Varian” и “Elekta” [6, 7]. Штативы аппаратов стали оснащать интегрированными рентгеновскими устройствами для верификации положения пациента на лечебном столе перед облучением и в процессе него. Количество пластин многопластинчатых диафрагм возросло до 120 (60 пар) у “Millenium MLC” компании “Varian” и до 160 (80 пар) у “Agility” компании “Elekta”. Толщину пластин уменьшили, и у вышеназванных МПД

в центральной части поля облучения на уровне механического изоцентра ускорителя они создают тень шириной 5 мм. В системах EPID в качестве регистрирующей панели стали применять матрицы с детекторами, содержащими аморфный кремний, что позволило регистрировать не только геометрические изображения прошедшего через тело пациентов фотонного излучения, но и количественное распределение дозы по всей площади поля облучения. Управление современными ускорителями было усовершенствовано за счет внедрения системы контроля параметров пучков фотонов и электронов с обратной связью. Появилась возможность применения у пациентов динамических методов лучевой терапии, при которых в процессе облучения изменяются размеры и конфигурация лечебных полей, формируемых МПД, мощность дозы, отпускаемой пациентам, и скорость вращения штатива линейного ускорителя. На вращающихся штативах стали устанавливать рентгеновские системы контроля положения пациентов на лечебных столах. Аппараты становились все совершеннее и, соответственно, дороже, а пользователи – все требовательнее к качеству предлагаемых программных продуктов, стабильности выходных характеристик и надежности ускорителей. В 2010 г. компания “Siemens”, не выдержав конкуренции на рынке, прекратила выпуск ускорителей.

Дифференциация в подходах и методах лучевой терапии целого ряда опухолевых локализаций стала причиной появления специализированных аппаратов для их лечения. К таким аппаратам относится линейный ускоритель компании “Brain Lab” под названием “Novalis”, предназначенный в основном для стереотаксического облучения опухолей головного мозга [8].

Компания “Varian” для своих ускорителей “Clinac” и “Trilogy”, когда предполагалось их приоритетное использование для стереотаксического облучения, вместо стандартной МПД предложила диафрагму с вдвое меньшей толщиной пластин. Другим аппаратом для стереотаксиче-

ского облучения стал роботизированный линейный ускоритель с энергией фотонного излучения 6 МВ “Cyber Knife” компании “Accuray”, который позволяет осуществлять стереотаксическое облучение мишеней как в головном мозге (интракраниальное), так и в туловище пациентов (экстракраниальное) [9].

Около 10 лет назад в мировой лучевой терапии появился принципиально новый метод дистанционного облучения под названием «Спиральная томотерапия». Метод заключается в облучении мишени по слоям и по технической реализации напоминает спиральную компьютерную рентгеновскую томографию. Разница заключается в том, что вместо рентгеновской трубки на вращающемся штативе установлен линейный ускоритель, работающий на стоячей волне с энергией фотонного излучения 6 МВ [10]. Аппарат был разработан в начале XXI в. в США и выпускался компанией “TomoTherapy Inc.” под маркой “Tomotherapy High Art”, а позднее – под маркой “Tomotherapy HD”. В начале второго десятилетия XXI в. эта компания была поглощена фирмой “Accuray”.

Другой аппарат, позволяющий реализовывать спиральное облучение, называется “VERO” и выпускается компанией “Brain Lab” совместно с японской компанией “Mitsubishi” [11]. Кроме спирального облучения аппарат доставляет некомпланарные пучки фотонов на облучаемую мишень.

Оба типа ускорителей для спирального облучения позволяют одновременно облучать несколько мишеней в течение одного сеанса.

Еще один класс линейных ускорителей предназначен для интраоперационного облучения пациентов электронами непосредственно в хирургических операционных. Начат выпуск мобильных установок на колесах, которые позволяют облучать пациентов пучками электронов с энергией от 4 до 12 МэВ [12, 13].

Следует подробнее остановиться на истории развития медицинских ускорителей электронов в СССР. Работы по

созданию медицинских линейных ускорителей были начаты в самом начале 1960-х годов в Научно-исследовательском институте электрофизической аппаратуры им. Д. В. Ефремова в Ленинграде (НИИЭФА). Разрабатывались сразу две модели аппаратов с максимальными энергиями пучка электронов – 5 и 25 МэВ [14, 15]. Малый ускоритель, представлявший собой изоцентрическую ротационную установку, выводил на пациентов только пучок фотонов с достаточно большой мощностью отпускаемой дозы. Размер поля облучения мог составлять до 20×20 см. Аппарат был установлен в Центральном институте усовершенствования врачей в Москве. Ускоритель с максимальной энергией пучка электронов 25 МэВ размещался в двух залах. В первом располагался непосредственно двухсекционный ускоритель, во втором размещались отдельные выходные устройства для фотонов и электронов. Осуществлялось только статическое облучение с возможным отклонением от вертикального направления на 30–45°. Ускорители запускались в течение нескольких лет, поскольку сам НИИЭФА не имел подходящих бункеров у себя, и вся наладка осуществлялась в клиниках, где аппараты были установлены. Два аппарата, установленные в Институте онкологии им. Н. Н. Петрова в Ленинграде и в Научно-исследовательском институте онкологии и медицинской радиологии в Минске, начали использовать для клинического применения в 1967 г. (рис. 1.1–1.4).

Ускорители работали на бегущей волне, состояли из двух секций, имели достаточно большую длину. Максимальный размер полей, получаемых с помощью выходных устройств, составлял 20×20 см. Главным недостатком этого аппарата являлось отсутствие лечебных столов для укладки пациентов, поэтому их приходилось закупать у зарубежных компаний, производивших такое оборудование. В течение нескольких последующих лет проводилась модернизация отдельных систем и устройств ускорителей. Следует отметить, что в 1973 г. на устройствах вывода фотонов



Рис. 1.1. Ускоритель «ЛУЭ-25»



Рис. 1.2. Пульт ускорителя
«ЛУЭ-25»



Рис. 1.3. Выходные устройства
ускорителя «ЛУЭ-25»



Рис. 1.4. Дозиметрический пульт
ускорителя «ЛУЭ-25»

были установлены первые в мире МПД с ручным управлением, имевшие 28 (14 пар) пластин, каждая из которых создавала на уровне механического изоцентра ускорителя тень шириной 14 мм. Еще одной особенностью этих ускорителей был электромагнитный метод создания равномерных полей электронов на специальном выходном устройстве. При этом входная доза, получаемая пациентами, не превышала 30 % от максимального значения при использовании всех энергий электронов.

В конце 1960-х годов НИИЭФА разработал новую модель медицинского ускорителя с максимальной энергией пучка электронов 15 МэВ, который был уже ротационным аппаратом, все компоненты которого располагались в одном бункере, а не в двух, как у его предшественника [16]. Такая конструкция, совместно с другими нововведениями, сделала этот линейный ускоритель более удобным при его клиническом использовании. Таких ускорителей было выпущено более 10, и они были установлены в различных городах СССР [17, 18].

Вслед за ускорителем «ЛУЭВ-15» НИИЭФА начал разработку нового линейного ускорителя на стоячей волне «ЛУЭР-20». Разработка длилась достаточно долго и закончилась выпуском нескольких образцов, установленных в Ленинграде, Минске и Нижнем Новгороде (рис. 1.5).

В начале 1990-х годов правительство Российской Федерации приобрело у фирмы «Филипс» лицензию на выпуск в НИИЭФА 70 малых линейных ускорителей «SL-75-5» с максимальной энергией пучка фотонов 5 МВ для переоснащения отечественных онкологических диспансеров. Комплектующие изделия для этих аппаратов поставлялись



Рис. 1.5. Ускоритель «ЛУЭР-20»



Рис. 1.6. Ускоритель «ЭЛЛИУС-6М»

из-за рубежа. Кроме этого для ведущих онкологических центров Российской Федерации были закуплены ускорители “SL-75–20”. НИИЭФА прекратил выпуск своих ускорителей и начал собирать на своей базе ускорители фирмы «Филипс». Только в первом десятилетии XXI в. НИИЭФА вернулся к разработкам собственной модели нового современного ускорителя – «ЭЛЛУС-6М» (рис. 1.6). Ускоритель с энергией генерации фотонного пучка 6 МВ снабжен многопластинчатой диафрагмой, имеющей 80 (40 пар) пластин, и системой регистрации порталных (транзитных) изображений. Впервые в состав линейного ускорителя был включен лечебный стол для размещения пациентов.

СОВРЕМЕННЫЕ УСКОРИТЕЛИ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Цель создания линейных ускорителей для лучевой терапии. Лучевая терапия – один из основных методов борьбы с целым рядом онкологических заболеваний. Она наносит переродившимся раковым клеткам повреждения, ведущие либо к немедленной гибели этих клеток, либо к их стерилизации и последующему уничтожению иммунной системой. Сфокусированное излучение во время сеанса лучевой терапии проникает в глубь тела пациента. Разрушение клеток при лучевом лечении в значительной мере зависит от интенсивности воздействующего на них излучения.

В советское время выпускались радиотерапевтические гамма-терапевтические установки типа «Агат» и «Рокус» в различных модификациях [19]. В Республике Беларусь такие аппараты эксплуатируются онкологическими учреждениями до сих пор.

В специальном контейнере, размещенном на стационарном или вращающемся штативе аппарата, находится изотопный источник гамма-излучения ^{60}Co , излучающий гамма-кванты двух энергий – 1,17 и 1,33 МВ. Контейнер изготовлен из материала с большим зарядовым числом атомного ядра, который эффективно задерживает гамма-лучи. Для проведения облучения либо источник перемещается в рабочее положение, либо при неподвижном источнике открывается защитный затвор и пучок гамма-квантов, форма которого определяется положением створок коллимирующего устройства из тяжелого металла, выводится на пациента. Для осуществления секторного или кругового облучения

штатив изоцентрического гамма-терапевтического аппарата может вращаться вокруг пациента, который размещен на лечебном столе. Последний имеет четыре степени свободы — продольное перемещение, поперечное, вертикальное и ротацию вокруг оси облучения.

Кобальтовые гамма-терапевтические аппараты имеют ряд существенных недостатков [20, 21].

1. Сложно обеспечить высокоинтенсивное излучение из «точечного» источника. Для получения высокой интенсивности излучения размеры источника должны составлять от нескольких до 20 мм, что вызывает увеличение полутеней пучков облучения и сильно ограничивает возможности конформного облучения опухолей. При малом размере источника и невысокой его активности наблюдается недостаточная интенсивность излучения, что требует длительного облучения пациента с каждого из направлений пучков фотонов. Это снижает точность доставки суммарной дозы вследствие интрафракционного смещения мишени внутри тела пациента от запланированной зоны облучения. Высокая активность источника малого диаметра может вызвать его перегрев и даже расплавление, поэтому дальнейшее его использование невозможно. Применение на кобальтовых аппаратах с РИП = 80 см триммеров, уменьшающих размер полутеней до 10 мм, ограничивает возможности ротационных режимов облучения из-за опасности столкновения штатива аппарата с телом пациента.

2. В гамма-терапевтических аппаратах непрерывное изменение мощности дозы при вращениях штатива может осуществляться только за счет изменения скорости вращения. В линейных же ускорителях может непрерывно изменяться не только скорость вращения, но и мощность поглощенной дозы, конфигурация и размер полей облучения.

3. Энергия излучения 1,25 МВ (средняя энергия) создает в облучаемой среде максимум ионизации на глубине около 5 мм, что усложняет процесс облучения глубоко лежащих мишеней и увеличивает дозовую нагрузку на здоровые ткани и кожу.

4. Период полураспада ^{60}Co – 5,27 года. Это означает, что интенсивность излучения источника через 5 лет снизится в 2 раза, через 10 лет – в 4 раза. Это приводит к пропорциональному увеличению времени сеансов облучения и необходимости дорогостоящей замены источника ^{60}Co каждые 5–7 лет.

5. Необходима физическая защита и предельная осторожность при использовании гамма-терапевтического аппарата, поскольку он является носителем мощного радионуклидного источника излучения, который может представлять потенциальную опасность для людей при пожарах, хищениях, тяжелых авариях.

6. Радионуклидный источник гамма-терапевтического аппарата представляет собой экологическую опасность и нуждается в захоронении в специальных могильниках после окончания использования в аппарате.

Указанные, а также и ряд других недостатков заставили искать альтернативные источники излучения для лучевой терапии. И такие источники были найдены. Были созданы ускорители электронов, которые позволили преодолеть основные недостатки кобальтовых аппаратов для гамма-терапии. В середине XX в. еще существовала конкуренция между различными типами ускорителей электронов для медицинского применения – бетатронами, микротронами, линейными ускорителями разных типов. Но в конце века линейные ускорители электронов вытеснили другие типы ускорителей, став основными аппаратами дистанционной лучевой терапии во всех развитых странах.

Линейный ускоритель отличается от гамма-терапевтического аппарата типом используемого излучения. Он разгоняет и выводит пучки электронов из ускоряющего волновода на мишень, в результате чего генерируется тормозное рентгеновское излучение. При убранной мишени из ускорителя выводятся электроны. Помимо точной фокусировки поглощенной дозы в опухоли, прецизионного механического вращения излучателя (штатива ускорителя) и механиче-

ского коллимирующего устройства, а также других мер для защиты здоровых тканей применяют многопластинчатую диафрагму, ограничивающую форму поля облучения (лепестки задерживают более 98 % от дозы), а также системы контроля качества и количества излучения во время сеанса. Другое характерное отличие линейных ускорителей от аппаратов гамма-терапии – более широкая сфера применения современных ускорителей, т. е. их универсальность. Например, с использованием линейных ускорителей можно проводить сеансы как конформной лучевой терапии, так и лучевой терапии с модулированной интенсивностью излучения, в том числе ротационной лучевой терапии, лучевой терапии с визуальным контролем, стереотаксической радиотерапии и радиохирургии различных органов и систем. Современный прецизионный медицинский линейный ускоритель электронов отличается от аппарата для гамма-терапии, применявшегося в прошлом веке, примерно так же, как автомобили начала прошлого века отличаются от современных новинок автоиндустрии. Различия заключаются не в конкретных параметрах и общих принципах работы, а в технической реализации устройств, степени соответствия клиническим требованиям лучевой терапии, технологичности и точности проводимого процесса лечения. В настоящее время обеспечить весь спектр современных высокотехнологичных процедур лучевой терапии может только линейный ускоритель, который является основной лечебной единицей в радиотерапевтическом отделении.

Основные виды линейных ускорителей. Линейные ускорители электронов для медицинского облучения можно условно разделить на следующие категории:

1. Линейные ускорители традиционного исполнения.
2. Линейные ускорители для спирального облучения.
3. Ускорители, расположенные на роботизированном манипуляторе.
4. Линейные ускорители для интраоперационного облучения.

2.1. Линейные ускорители традиционного исполнения

Линейные ускорители традиционного исполнения являются самыми распространенными и широко используемыми аппаратами в современной лучевой терапии. Структурная их схема представлена на рис. 2.1, внешний вид – на рис. 2.2, 2.3.

Система СВЧ-питания линейного ускорителя включает в себя высоковольтный блок питания постоянного напряжения и импульсный модулятор. Последний преобразовывает входное переменное напряжение питания в высоковольтные импульсы, которые транслируются через импульсный трансформатор на катод СВЧ-генератора (усилителя). Модулятор включает в себя сеть формирования импульсов, состоящую из большого количества емкостей, разделенных индуктивностями, и быстрыми газоразрядными лампами –

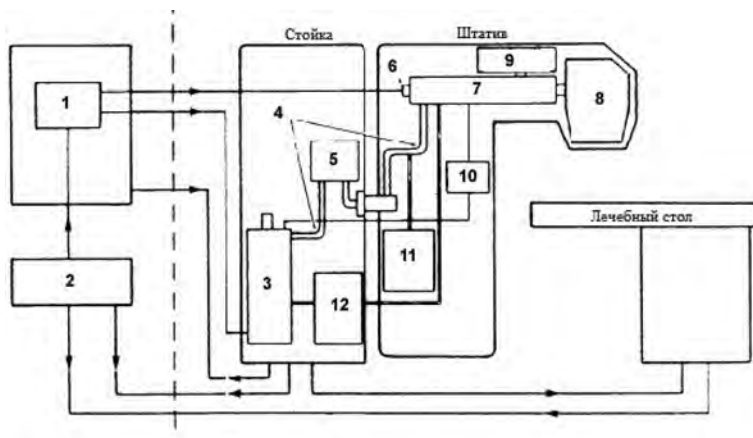


Рис. 2.1. Структурная схема линейного ускорителя: 1 – модулятор, 2 – консоль управления, 3 – СВЧ-генератор или усилитель, 4 – волновод, 5 – циркулятор, 6 – электронная пушка, 7 – ускорительная секция, 8 – поворотный магнит и устройства формирования радиационного пучка, 9 – система поддержания вакуума, 10 – автоматическая система контроля и подстройки частоты, 11 – пневматическая система, 12 – система водного охлаждения [3]



Рис. 2.2. Линейный ускоритель “True Beam” компании “Varian” [22]



Рис. 2.3. Линейный ускоритель “Versa HD” компании “Elekta” [23]

тиратронами, которые формируют конечную форму высоковольтного импульса.

В качестве СВЧ-генератора используется либо магнетрон, либо прямопролетный клистрон.

Магнетрон – осциллятор. Он состоит из анодного блока, который представляет собой металлический толсто-стенный цилиндр с прорезанными в стенках полостями, выполняющими роль объемных резонаторов. Частота магнетрона определяется резонансной частотой полостей, вырезанных в цилиндрическом медном аноде, охлаждаемом водой, а также фазой и амплитудой отраженной СВЧ-энергии и положением калибровочного поршня внутри одной из полостей. Для поддержания постоянства резонансной частоты используется система автоматической подстройки, которая управляет положением калибровочного поршня.

Клистрон – усилитель. В клистроне имеются два объемных резонатора с емкостными сеточными зазорами. Первый резонатор называют входным, второй – выходным. Пространство между ними называют пространством дрейфа или пространством группирования. Электроны, эмитируемые катодом, ускоряются вследствие постоянного напряжения второго электрода и попадают в узкий сеточный зазор первого резонатора, в котором имеется продольное СВЧ-поле. Это поле периодически ускоряет и замедляет

электроны, модулируя скорость электронного потока. Дрейфуя, электроны постепенно образуют сгустки, что обусловлено тем, что быстрые электроны догоняют медленные. Этот модулированный по плотности электронный поток попадает во второй резонатор и создает в нем наведенный ток той же частоты, что и частота входного модулирующего поля. В результате между сетками резонатора появляется высокочастотное электрическое поле. Поскольку клистрон является только усилителем СВЧ-энергии, необходимо использовать управляющий СВЧ-генератор низкой мощности (100 Вт).

СВЧ-энергия по волноводу передается от генератора СВЧ к ускорительной секции. Как только СВЧ-энергия достигает ее, часть этой энергии отражается назад – в сторону источника СВЧ. Когда ее амплитуда стабилизируется, она начинает резонировать внутри ускорительной секции, если ее частота равна резонансной частоте ускорителя. В конце импульса, когда амплитуда начинает уменьшаться, СВЧ-энергия снова полностью отражается назад. Для того чтобы разделить прямую и обратную составляющую СВЧ, применяют специальные фазовращатели и циркуляторы, которые препятствуют обратному прохождению СВЧ-колебаний в генератор.

В блоке электронной пушки происходит термоэмиссия электронов, в результате чего их скорость ускоряется до величины, составляющей около четверти от скорости света, при помощи импульсного электрического поля. В медицинских линейных ускорителях используются электронные пушки диодного (на катод подается управляющий импульс) и триодного (катод находится под постоянным отрицательным потенциалом) типа. Электроны формируются в «сгустки» при помощи импульсного напряжения, приложенного к электродам на выходе электронной пушки.

Попадая в ускорительную секцию, частицы ускоряются продольной электрической составляющей СВЧ-поля (их скорость достигает 99 % от скорости света), двигаясь в среднем синхронно (в резонанс) с фазовой скоростью поля. В ме-

дицинских линейных ускорителях используются два различных типа ускорительных секций – для ускорения на стоячей волне или для ускорения на бегущей волне.

На рис. 2.4 изображена элементарная ускорительная секция на бегущей волне. Электроны и ускоряющее мощное СВЧ-поле вводятся в секцию с левого края. Ускоренные электроны выходят с правого края секции, а СВЧ-энергия, которая не была передана им или стенкам секции, поглощается элементами нагрузки на конце секции. Диски, которыми нагружена ускоряющая секция, представляют собой набор объемных резонаторов. Эти диски, необходимые для синхронизации фазовой и групповой скорости распространения СВЧ-энергии в тракте, непосредственно участвуют в ускорении электронов.

Ускорительная секция на стоячей волне имеет почти вдвое меньшую длину за счет изменения формы резонаторов, имеющих постоянное нулевое электрическое поле и препятствующих прохождению СВЧ-мощности в обратном от инжектора направлении (рис. 2.5).

При помощи поворотных магнитов пучок электронов поворачивается в вертикальном направлении, перпендикулярно поверхности тела пациента. В современных ускорителях используется либо слаломная система отклоняющих магнитов, либо поворот пучка электронов на 270° (рис. 2.6–2.8).

Консоль управления ускорителем состоит из множества электронных компонентов, управляющих аппаратом и кон-



Рис. 2.4. Разрез ускорительной секции на бегущей волне [3]

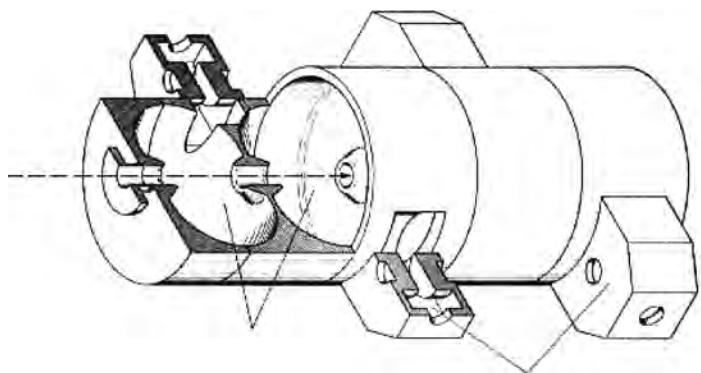


Рис. 2.5. Разрез ускорительной секции на стоячей волне [3]

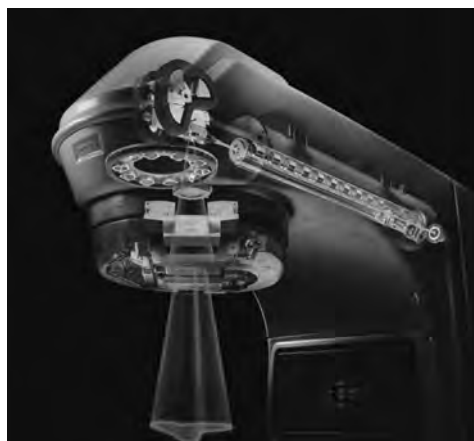


Рис. 2.6. Схема вывода пучка из ускорителя (поворот на 270°) [24]

тролирующих его механические параметры и дозиметрические параметры пучка излучения в реальном времени.

Устройство для формирования пучка излучения содержит следующие компоненты:

- мишень для тормозного излучения (в медицинских ускорителях используются толстые двухслойные мишени: сверху – металл с большим Z (вольфрам) для получения фотонного пучка, снизу – металл с низким Z (медь) для умень-

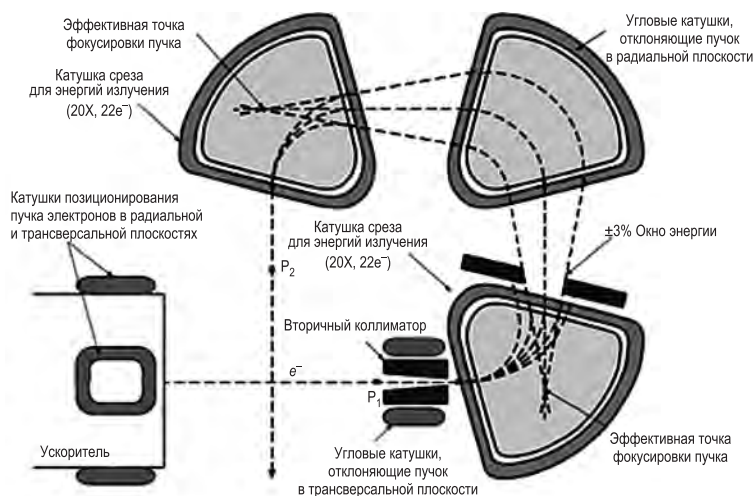


Рис. 2.7. Схема вывода пучка из ускорителя (поворот на 270°) [25]

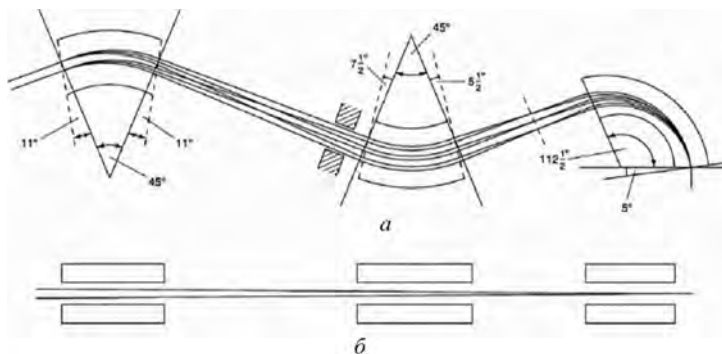


Рис. 2.8. Схема вывода пучка из ускорителя (сломанная система вывода): а – вид сбоку; б – вид сверху [3]

шения скорости электронов, поглощения фотонов низких энергий и предотвращения загрязнения пучка электронами);

- первичный коллиматор из металла с большим зарядовым числом атомного ядра, который ограничивает выходную форму пучка излучения;

- выравнивающий фильтр для фотонного излучения, применяемый для ослабления центральной части пучка фо-

тонов и придания профилям дозового распределения прямоугольной формы;

- рассеивающую и компенсирующую фольги для создания равномерного распределения электронов по полю облучения;

- мониторную ионизационную камеру проходного типа минимум с двумя независимыми измерительными каналами для измерения отпущенной дозы, а также для управления параметрами пучка излучения в реальном времени за счет обратных связей;

- вторичный коллиматор с независимыми створками для формирования прямоугольного лечебного поля фотонов или с дополнительным аппликатором для формирования поля облучения электронами;

- многопластинчатую диафрагму для формирования пучка фотонного излучения сложной формы.

Схема типичного устройства вывода фотонного излучения ускорителя на пациента показана на рис. 2.9.

Система поддержания вакуума используется для создания разреженной среды в ускоряющей секции во избежание пробоя и уменьшения электронных потерь.

Волноводные линии, передающие СВЧ-мощность от клистрона к ускоряющей секции, заполняются специальным газом SF_6 (элегазом) для предотвращения пробоя и уменьшения электронных потерь.

Система водяного охлаждения предназначена для поддержания рабочей температуры СВЧ-генератора, отклоняющих магнитов и другой электронной аппаратуры, подверженной нагреванию.

Пневматическая система применяется в некоторых ускорителях и предназначена для управления энергией излучения и изменения положения выравнивающих фильтров.

Автоматическая система контроля и подстройки частоты для поддержания высокого КПД генератора СВЧ-колебаний применяется во всех современных аппаратах.

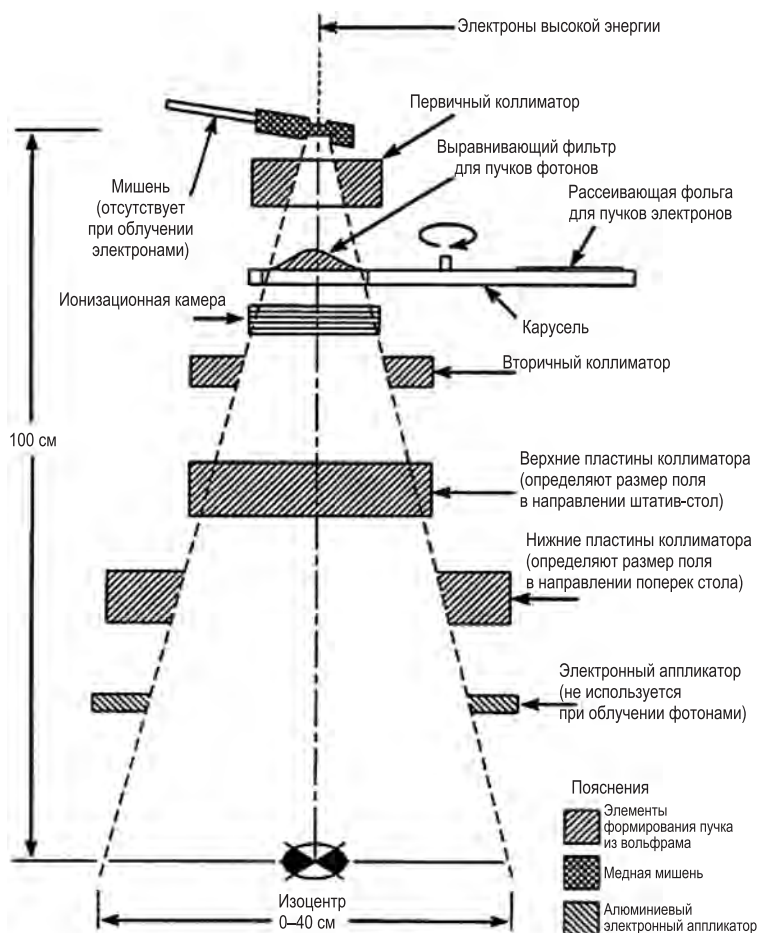


Рис. 2.9. Схема типичного устройства вывода фотонного излучения [26]

Характеристики линейных ускорителей традиционного исполнения. Наиболее важными характеристиками традиционных линейных ускорителей являются:

количество энергий облучения фотонами и электронами, их номинал;

максимальная мощность дозы при разной энергии электронов и фотонов;

методы лучевой терапии, которые ускоритель способен реализовать;

максимальный и минимальный размеры поля облучения;

симметрия и равномерность полей облучения;

точность работы встроенной дозиметрической системы ускорителя;

высота механического изоцентра вращения штатива над полом процедурного помещения;

расстояние источник—ось вращения штатива;

точность определения радиационного изоцентра ускорителя;

диапазон углов наклона штатива ускорителя и точность определения их значений;

диапазон углов наклона коллиматора ускорителя и точность определения их значений;

точность оптического дальномера;

наличие системы защиты от столкновений и ее тип;

диапазон механических перемещений и точность установки лечебного стола;

максимальная нагрузка на лечебный стол;

модель и параметры МПД;

наличие интегрированной системы получения изображений и ее параметры;

наличие системы синхронизации облучения с дыхательным циклом пациента и ее параметры.

Основные характеристики линейных ускорителей компании “Varian” представлены в табл. 2.1, ускорителей компании “Elekta” – в табл. 2.2.

2.1.1. Многопластинчатые диафрагмы

Многопластинчатая диафрагма (МПД) – устройство, состоящее из большого количества индивидуальных пластин, изготовленных из материала с большим Z , обычно из вольфрама, которые могут двигаться независимо друг от друга, статически или динамически изменяя размер и конфигурацию поля облучения.

Т а б л и ц а 2.1. Основные характеристики ускорителей компании “Varian” [22, 27, 28]

Показатель	Ускоритель		
	“UNIQUE” [27]	“CLINAC”/“TRILOGY” [28]	“TRUEBEAM” [22]
Энергия фотонного излучения	6 MB	Две энергии фотонов – 6 MB и на выбор 10, 15 или 18 MB. Для “Triology” предлагается дополнительная стереотаксическая энергия 6 MB с увеличенной мощностью дозы До 9 энергий электронов на выбор – 4, 6, 9, 12, 15, 16, 18, 20, 22 МэВ	Четыре энергии фотонов – 6, 8, 10, 15 MB и две энергии фотонов без использования выравнивающего фильтра с повышенной мощностью дозы 6 и 10 MB До 8 энергий электронов на выбор – 6, 9, 12, 15, 16, 18, 20, 22 МэВ
Максимальная мощность дозы фотонного излучения	600 ME/мин	До 600 ME/мин для фотонного излучения (1000 ME/мин для стереотаксической энергии) До 1000 ME/мин для электронного излучения	До 600 ME/мин для фотонного излучения (1400 ME/мин для энергии без использования выравнивающего фильтра 6 MB и 2400 ME/мин для энергии без использования выравнивающего фильтра 10 MB) До 1000 ME/мин для электронов
Методы лучевой терапии, которые ускоритель способен реализовать	3DCRT, IMRT, VMAT, IGRT с портальными изображениями, ЛТ с синхронизацией по дыхательному циклу, EDW	3DCRT, IMRT, VMAT, IGRT, ЛТ с синхронизацией по дыхательному циклу, EDW, SRS, SRT, SBRT	3DCRT, IMRT, VMAT, IGRT, ЛТ с синхронизацией по дыхательному циклу, EDW, SRS, SRT, SBRT

Показатель	Ускоритель		
	“UNIQUE” [27]	“CLINAC”/“TRILOGY” [28]	“TRUEBEAM” [22]
Минимальный и максимальный размеры поля облучения	От 0,5×0,5 до 40×40 см	От 0,5×0,5 до 40×40 см для фотонного излучения, формирующие поле прямо-угольные аппликаторы размером от 4×4 до 25×25 см для электронов	От 0,5×0,5 до 40×40 см для фотонного излучения, формирующие поле прямо-угольные аппликаторы размером от 4×4 до 25×25 см для электронов
Симметрия и равномерность полей облучения	Симметрия менее 1,5 % Равномерность менее ±2,5 %	Симметрия менее 2 % для фотонного и электронного излучения (2,5 % для стереотаксической энергии) Равномерность менее ±2,5 % для фотонного излучения (± 3 % для стереотаксической энергии), менее ±4,5 % для электронного излучения (± 7 % для энергии 4 МэВ)	Симметрия менее 2 % для фотонного излучения и электронов Равномерность менее ± 2,5 % для фотонного излучения (15 % на поле размером 10×10 см – для энергии фотонов без использования выравнивающего фильтра 6 МВ, 23 % на поле размером 10×10 см – для энергии фотонов без использования выравнивающего фильтра 10 МВ), менее ±4,5 % для электронного излучения (±5 % для энергии 6 МэВ)
Точность работы встроеной дозиметрической системы ускорителя	±1 %, или 1 ME (наибольшее значение при облучении более чем 5 ME)	±1 %, или 1 ME (наибольшее значение при облучении более чем 5 ME)	±1 %, или 1 ME (наибольшее значение при облучении более чем 5 ME)

Высота изоцентра над полом процедурного помещения	128 см	129,5 см	129,5 см
Расстояние от точной оси вращения	100 см	100 см	100 см
Точность определения радиационного изоцентра ускорителя	Сфера радиусом менее 1 мм	Сфера радиусом менее 1 мм (для “Ti-logy” сфера радиусом менее 0,75 мм)	Сфера радиусом менее 1 мм (для “TrueBeam STx” сфера радиусом менее 0,75 мм)
Диапазон углов наклона штатива ускорителя и точность определения их значений	Диапазон вращения $\pm 185^\circ$ от верхнего положения Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$ Точность механических индикаторов $\pm 1^\circ$	Диапазон вращения $\pm 185^\circ$ от верхнего положения Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$ Точность механических индикаторов $\pm 1^\circ$	Диапазон вращения $\pm 185^\circ$ от верхнего положения Точность цифрового табло $\pm 0,3^\circ$
Диапазон углов наклона коллиматора ускорителя и точность определения их значений	Диапазон вращения $\pm 165^\circ$ Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$ Точность механических индикаторов $\pm 1^\circ$	Диапазон вращения $\pm 165^\circ$ Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$ Точность механических индикаторов $\pm 1^\circ$	Диапазон вращения $\pm 175^\circ$ Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$

Показатель	Ускоритель		
	“UNIQUE” [27]	“CLINAC”/“TRILOGY” [28]	“TRUEBEAM” [22]
Точность оптического дальнометра	±0,1 см	±0,1 см	±0,1 см
Система защиты от столкновений и ее тип	“Laser Guard”	“Laser Guard”	“Laser Guard”
Диапазон механических перемещений лечебного стола (ротация ±95°): продольное поперечное вертикальное	145,8 см 50 см 106 см	145,8 см 50 см 106 см	145,8 см 49 см 106 см
Максимальная нагрузка на лечебный стол	200 кг	200 кг	227 кг
Модель и параметры МПД	“Millenium MLC” (120 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре: центральные 20-сантиметровые	“Millenium MLC” (120 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре: центральные 20-сантиметровые поля – 5 мм, остальные – 10 мм Для стереотаксических приложений	“Millenium MLC” (120 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре: центральные 20-сантиметровые поля – 5 мм, остальные – 10 мм Для “True Beam STx” используется

	поля – 5 мм, остальные – 10 мм	используется микроМПД: HD120 MLC (120 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре: центральные 8-сантиметровые поля – 2,5 мм, остальные – 5 мм (максимальный размер поля 22×40 см)	микроМПД: HD120 MLC (120 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре: центральные 8-сантиметровые поля – 2,5 мм, остальные – 5 мм (максимальный размер поля 22×40 см)
Интегрированная система получения изображений и ее параметры	“rVaSi 1000” (система получения мегавольтовых изображений): разрешение 1024×768 пикселей, имеется возможность получения дозовых изображений для верификации и дозиметрии	“OBI” (система получения рентгеновских изображений): разрешение 2048×1536 пикселей, имеется возможность получения КТ-изображений в коническом пучке “rVaSi 1000” (система получения мегавольтовых изображений): разрешение 1024×768 пикселей, имеется возможность получения дозовых изображений для верификации и дозиметрии	“OBI” (система получения рентгеновских изображений): разрешение 2048×1536 пикселей, имеется возможность получения КТ-изображений в коническом пучке “rVaSi 1000” (система получения мегавольтовых изображений): разрешение 1024×768 пикселей, имеется возможность получения дозовых изображений для верификации и дозиметрии
Система синхронизации облучения с дыхательным циклом пациента и ее параметры	“Respiratory Gating” Использует величину смещения контрольного блока маркеров на поверхности тела пациента для прогнозирования смещения опухоли	“Respiratory Gating” Использует величину смещения контрольного блока маркеров на поверхности тела пациента для прогнозирования смещения опухоли	“Respiratory Gating” Использует величину смещения контрольного блока маркеров на поверхности тела пациента для прогнозирования смещения опухоли

Т а б л и ц а 2.2. Основные характеристики ускорителей компании “Elekta” [29–31]

Показатель	Ускорители		
	“Compact” [29]	“Elekta Digital accelerator” (“Precise Treatment System”, “Elekta Synergy Platform”, “Elekta Synergy”, “Elekta Synergy S”, “Elekta Infinity”, “Elekta Axesse”) [30]	“Versa HD” [31]
Энергия фотонного излучения	6 MB	Три энергии фотонного излучения (1-я – 4 или 6 MB, 2-я – 6, 3-я – 15 или 18 MB) До 9 энергий электронов из ряда – 4, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 18, 20, 22 МэВ	Три энергии фотонного излучения (1-я – 6 MB, 2-я – 10, 3-я – 15, 18 или 25 MB) и две энергии фотонов без использования выравнивающего фильтра с повышенной мощностью дозы 6 и 10 MB) До 9 энергий электронов из ряда – 4, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 18, 20, 22 МэВ
Максимальная мощность дозы фотонного излучения	350 ME/мин	Для фотонного излучения варьируется от 230 ME/мин для энергии 4 MB до 600 ME/мин для энергии 18 MB использования выравнивающего фильтра 6 MB и 2200 ME/мин – для энергии без выравнивающего фильтра 10 MB) Для излучения электронов – 600 ME/мин	Для фотонного излучения варьируется от 500 ME/мин для 6 и 10 MB до 600 ME/мин для 15 и 18 MB (1400 ME/мин – для энергии без использования выравнивающего фильтра 6 MB и 2200 ME/мин – для энергии без использования выравнивающего фильтра 10 MB) Для излучения электронов – 600 ME/мин

Методы лучевой терапии, которые ускоритель способен реализовать	3DCRT, IMRT, ЛТ с динамическими клиньями, SRS и SRT	3DCRT, IMRT, VMAT, IGRT, ЛТ с синхронизацией по дыхательному циклу, EDW, SRS, SRT, SBRT	3DCRT, IMRT, VMAT, IGRT, ЛТ с синхронизацией по дыхательному циклу, EDW, SRS, SRT, SBRT
Минимальный и максимальный размеры поля облучения	От 0,5×0,5 до 40×40 см	Для фотонных пучков – от 0,5×0,5 до 40×40 см Для электронов с квадратными аппликаторами – размером от 4×4 до 25×25 см, с круглыми – диаметром 2, 3, 4 и 5 см	Для фотонных пучков – от 0,5×0,5 до 40×40 см Для электронов с квадратными аппликаторами – размером от 4×4 до 25×25 см, с круглыми – диаметром 2, 3, 4 и 5 см
Симметрия и равномерность полей облучения	Симметрия менее 3 %, равномерность менее ±5 %	Для фотонных пучков: симметрия менее 3 %, равномерность менее ±5 % Для электронов: симметрия менее 3 %, равномерность менее ±3 %	Для фотонных пучков: симметрия менее 3 % (для энергий без выравнивающего фильтра для полей менее 5×5 см), равномерность менее ±5 % (для энергий без выравнивающего фильтра не указана) Для электронов: симметрия менее 3 %, равномерность менее ±3 %
Точность работы встроенной дозиметрической системы ускорителя	±0,5 %, или 1 ME (наибольшее из значений)	±0,5 %, или 1 ME (наибольшее из значений)	±0,5 %, или 1 ME (наибольшее из значений)
Высота изоплеги над полом процедурного помещения	130,6 см	124 см	124 см

Показатель	Ускорители		
	"Compact" [29]	"Elekta Digital accelerator" ("Precise Treatment System", "Elekta Synergy Platform", "Elekta Synergy", "Elekta Synergy S", "Elekta Infinity", "Elekta Axesse") [30]	"Versa HD" [31]
Расстояние от источника до оси вращения	100 см	100 см	100 см
Точность определения радиационного излучения центра ускорителя	Сфера радиусом менее 0,5 мм (только штатив и коллиматор)	Сфера радиусом менее 1 мм	Сфера радиусом менее 1 мм
Диапазон углов наклона штатива ускорителя и точность определения их значений	Диапазон вращения более 360° от верхнего положения	Диапазон вращения более 360° от верхнего положения	Диапазон вращения более 360° от верхнего положения
	Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$	Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$	Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$
	Точность механических индикаторов $\pm 0,5^\circ$	Точность механических индикаторов $\pm 0,5^\circ$	Точность механических индикаторов $\pm 0,5^\circ$
Диапазон углов наклона коллиматора ускорителя и точность определения их значений	Диапазон вращения более 360°	Диапазон вращения более 360°	Диапазон вращения более 360°
	Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$	Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$	Точность цифрового табло $\pm 0,5^\circ$

	Точность механических индикаторов $\pm 0,5^\circ$	Точность механических индикаторов $\pm 0,5^\circ$	Точность механических индикаторов $\pm 0,5^\circ$
Точность оптического дальномера	$\pm 0,1$ см	$\pm 0,1$ см	$\pm 0,1$ см
Система защиты от столкновений и ее тип	Механическая "Touch guard"	Механическая "Touch guard"	Механическая "Touch guard"
Диапазон механических перемещений лечебного стола: продольное поперечное вертикальное (ротация $\pm 95^\circ$)	100 см 50 см 110 см	100 см 50 см 110 см	100 см 50 см 110 см
Максимальная нагрузка на лечебный стол	200 кг	200 кг	200 кг
Модель и параметры МПД	"MLC12" (80 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре – 10 мм; для стереотаксической приложений может комплектоваться навесной микроМПД трех моделей DMMLC	"MLC12" (80 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре – 10 мм; для стереотаксических приложений может комплектоваться навесной микроМПД трех разных моделей DMMLC	"Agility" (160 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре – 5 мм

Показатель	Ускорители		
	“Compact” [29]	“Elekta Digital accelerator” (“Precise Treatment System”, “Elekta Synergy Platform”, “Elekta Synergy”, “Elekta Synergy S”, “Elekta Infinity”, “Elekta AxeSe”) [30]	“Versa HD” [31]
	Толщина тени лепестка на изоцентре – 3 мм (максимальный размер поля 7×7 см), 5 мм (максимальный размер поля 10×12 см) и 7 мм (максимальный размер поля 10×17 см)	Толщина тени лепестка на изоцентре – 3 мм (максимальный размер поля 7×7 см), 5 мм (максимальный размер поля 10×12 см) и 7 мм (максимальный размер поля 10×17 см)	
Интегрированная система получения изображений и ее параметры	Нет	“Agility” (160 независимых лепестков) Толщина тени лепестка на изоцентре – 5 мм “XVI” (система получения рентгеновских изображений): разрешение 1024×1024 пикселей, имеется возможность получения КТ-изображений в коническом пучке “iView GT” (система получения мегавольтовых изображений): разрешение 1024×1024 пикселей	“XVI” (система получения рентгеновских изображений): разрешение 1024×1024 пикселей, имеется возможность получения КТ-изображений в коническом пучке “iView GT” (система получения мегавольтовых изображений): разрешение 1024×1024 пикселей
Система синхронизации облучения с дыхательным циклом пациента и ее параметры	Нет	Active breathing coordinator Использует величину количества вдыхаемого/выдыхаемого пациентом воздуха для предсказания положения опухоли	Active breathing coordinator Использует величину количества вдыхаемого/выдыхаемого пациентом воздуха для определения положения опухоли

Многопластинчатые диафрагмы используются на медицинских линейных ускорителях электронов с целью обеспечения конформности радиотерапевтических пучков. Конформная лучевая терапия и лучевая терапия с модулированной интенсивностью (IMRT) могут иметь место только при использовании многопластинчатой диафрагмы.

С самого начала использования независимых пластин для ограничения объема облучения широко применяли многопластинчатые диафрагмы (1974 г.) (рис. 2.10) [32].

Многопластинчатая диафрагма – важная составляющая часть современной лучевой терапии. Изначально она задумывалась для замены защитных свинцовых блоков при формировании границ лечебных полей облучения, а затем стала неотъемлемой частью ускорителей для проведения современной лучевой терапии. Основное использование МПД в современных условиях – это конформная лучевая терапия, но следует отметить, что практически все современные многопластинчатые диафрагмы адаптированы для их использования в рамках лучевой терапии с модулированной интенсивностью. Проведение конформной лучевой терапии с помощью МПД позволяет создавать сложную форму терапевтического пучка линейного ускорителя, соответствующую границам облучаемой мишени (опухоли) (рис. 2.11). Для лучевой терапии с модулированной интенсивностью пластины МПД двигаются в направлении, перпендикулярном терапевтическому пучку, что позволяет за-



Рис. 2.10. Первая советская многопластинчатая диафрагма с ручным управлением в НИИ онкологии и медицинской радиологии МЗ БССР [32]

давать необходимые дозы (создается уникальная дозовая карта, удовлетворяющая требованиям клинического плана облучения пациента) [32, 33].

Имеющиеся различия в форме и размере терапевтических радиационных полей при проведении лучевой терапии полями, границы которых сформированы МПД, по сравнению с лучевой терапией прямоугольными полями, ограниченными только верхними диафрагмами, позволяют подводить заданную лечебную дозу облучения к опухоли, уменьшая при этом облучение нормальных тканей и критических органов, что оказывает положительное влияние на результаты лучевого лечения пациентов.

Важными характеристиками любой МПД, на которые следует обратить внимание при предполагаемом использовании ее для конформной и других статических методик ЛТ, являются следующие:

количество пластин (данный параметр напрямую влияет на возможность формирования границ поля облучения);

размер тени пластины на уровне изоцентра (данный параметр влияет на точность следования формы поля облучения границам облучаемой мишени);

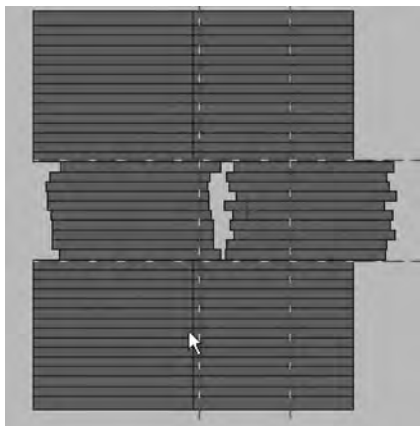


Рис. 2.11. Формирование многопластинчатой диафрагмы терапевтического поля [33]

коэффициент пропускания через пластины (важен при расчете распределения дозы);

коэффициент пропускания между пластинами (играет большую роль при расчете распределения дозы и получении дозовых карт при планировании облучения по методу лучевой терапии с модулированной интенсивностью);

размер полутени (параметр, сказывающийся на возможности получения высокого градиента дозы);

максимальный размер поля облучения на уровне изоцентра.

В настоящее время коммерчески доступны различные типы МПД от разных производителей. Все они имеют отличия в механике, зачастую существенные.

МПД, представленная на рис. 2.12, используется в подавляющем большинстве коммерческих ускорителей компании “Elekta”. С помощью такой диафрагмы на аппаратах осуществляется облучение по методике лучевой терапии с модулированной интенсивностью с использованием сегментов (так называемых Step-and-Shoot) и ротационной лучевой терапии с модулированной интенсивностью (VMAT). Диафрагма имеет следующие параметры:

количество пластин – 80;

размер тени пластины на уровне изоцентра – 1 см;

коэффициент пропускания через пластины – $<1\%$;

размер полутени – 7 ± 1 мм;

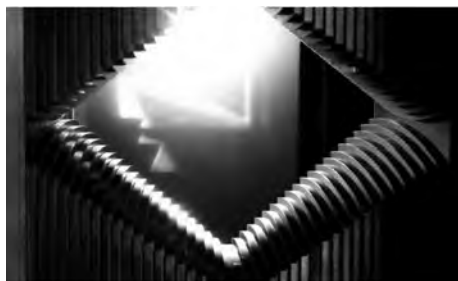


Рис. 2.12. Внешний вид “MLCi2” компании “Elekta” [30]

максимальный размер поля облучения на уровне изоцентра – 40×40 см;

максимальная скорость движения пластин – 2 см/с.

Многофункциональная МПД следующего поколения “Agility” для формирования радиационных полей с высоким разрешением компании “Elekta” специально разработана в соответствии с требованиями современной лучевой терапии (рис. 2.13). Интегрированный цифровой контроль положений и скоростей перемещения пластин вместе с системой оптического позиционирования пластин “Rubicon” повышает точность и надежность функционирования МПД, а кроме того, позволяет осуществлять облучение по методике лучевой терапии с модулированной интенсивностью с использованием сегментов (Step-and-Shoot) и ротационной лучевой терапии с модулированной интенсивностью (VMAT). Данная МПД имеет следующие параметры:

количество пластин – 160;

размер тени пластины на уровне изоцентра – 0,5 см;

коэффициент пропускания через пластины – <0,5 %;

размер полутени – 7 ± 1 мм;

максимальный размер поля облучения на уровне изоцентра – 40×40 см;

максимальная скорость движения пластин – 6 см/с.

Линейка МПД “Millennium MLC” (рис. 2.14) компании “Varian” предназначена для использования в различных



Рис. 2.13. Внешний вид МПД “Agility” компании “Elekta” [34]



Рис. 2.14. Внешний вид МПД “Millennium MLC” [33]

модификациях во всех медицинских линейных ускорителях этой компании, нацеленных на проведение конформной лучевой терапии и лучевой терапии с модулированной интенсивностью. В зависимости от параметров может использоваться как в ускорителях бюджетной категории при проведении только конформной лучевой терапии (52 пластины), так и в ускорителях, предназначенных для высокоточных методик лучевой терапии, включая динамические и ротационные методики лучевой терапии с модулированной интенсивностью (120 пластин).

Параметры МПД “Millennium MLC” компании “Varian”:

количество лепестков – от 52 до 120 пластин;

размер тени пластин на уровне изоцентра – до 0,5 см, максимальное поле облучения – 20×40 см; по краям поля облучения размер тени пластин – 10 мм;

коэффициент пропускания через пластины – <2,5 %;

размер полутени – ≤8,5 мм;

максимальный размер поля облучения на уровне изоцентра – 40×40 см;

максимальная скорость движения пластин – 2,5 см/с.

МикроМПД для стереотаксического облучения. Для проведения высокоточного облучения радиационными полями малого размера не всегда приемлемо использование

Т а б л и ц а 2.3. Модификации “Dynamic micromultileaf collimator” компании “Elekta” [35] в зависимости от размера тени лепестка на уровне изоцентра

Параметр	Размер тени лепестка		
	3 мм	5 мм	7 мм
Максимальный размер поля облучения на уровне изоцентра, см	7×7	10×12	10×17
Коэффициент пропускания через лепестки, %	0,5	0,5	0,7
Максимальная скорость движения лепестков, см/с	1,5	1	0,7

вышеназванных МПД, поскольку вследствие относительно большого размера тени лепестка на уровне изоцентра может не обеспечиваться требуемая конформность облучения и окружающие мишень структуры могут получать незапланированные высокие дозы. Для использования в ускорителях стереотаксической направленности были сконструированы специализированные микроМПД для обеспечения требуемой точности доставки излучения для радиационных полей малых размеров.

Динамическая микроМПД компании “Elekta”. Данная навесная дополнительная микроМПД, разработанная компанией «Elekta» специально для применения в стереотаксической лучевой терапии, имеет три модификации. Любой ускоритель компании может быть дополнительно оборудован “Dynamic micromultileaf collimator” (рис. 2.15).

Beam Modulator компании “Elekta”. “Beam Modulator” компании “Elekta” – это интегрированная в штатив ускорителя микроМПД, позволяющая получать прецизионные радиационные поля комплексных форм как в статическом, так и в динамическом режиме облучения (рис. 2.16). Данная МПД обладает высокой точностью позиционирования пластин, низким коэффициентом пропускания через пластины, небольшим размером полутени [36].

Параметры “Beam Modulator” компании “Elekta”:

количество пластин – 80;

размер тени пластины на уровне изоцентра – 0,4 см;



Рис. 2.15. Внешний вид “Dynamic micromultileaf collimator”
компании “Elekta” [35]

коэффициент пропускания через пластины – $< 1,7 \%$;

размер полутени – ≤ 5 мм;

максимальный размер поля облучения на уровне изо-
центра – 16×21 см;

максимальная скорость движения лепестков – 3 см/с.

Следует отметить, что в современных ускорителях фир-
мы “Elekta” для проведения сеансов стереотаксического об-
лучения может быть применена и МПД «Agility», описан-
ная выше.

Диафрагма “HD120 MLC” компании “Varian”. В боль-
шинстве аппаратов компании “Varian”, используемых для
проведения стереотаксической терапии и хирургии, ис-
пользуется специально разработанная для таких примене-
ний МПД “HD120 MLC” (рис. 2.17). МПД позволяет прово-
дить весь спектр самых современных процедур лучевой те-
рапии, может работать и в статическом, и в динамическом
режиме, совместима со всеми ускорителями фирмы “Va-
rian”, применима при прецизионном облучении с синхро-
низацией по дыхательному циклу пациента.



Рис. 2.16. Внешний вид “Beam Modulator” компании “Elekta” [36]



Рис. 2.17. Внешний вид МПД “HD120 MLC” компании “Varian” [37]

Параметры “HD120 MLC” компании “Varian”:
 количество пластин – 120;
 размер тени лепестка на уровне изоцентра – 2,5 мм, центральные пластины – 8 см, остальные пластины – 5 мм;
 коэффициент пропускания через пластины – $< 3\%$;
 размер полутени – ≤ 3 мм;

максимальный размер поля облучения на уровне изоцентра – 22×40 см;

максимальная скорость движения пластин – 2,5 см/с.

“HD120 MLC” компании “Varian” также устанавливается на линейный ускоритель “Novalis”, который является совместной разработкой компаний “Varian” и “Brain Lab” для стереотаксической радиохирургии и построен на базе семейства линейных ускорителей “Clinac”/“Trilogy” [8].

2.1.2. Системы получения транзитных мегавольтных изображений (EPID)

Современные системы получения транзитных или портальных мегавольтных изображений являются одним из важнейших элементов контроля качества облучения пациента. Эти системы представляют собой расположенный на выходе фотонного излучения из тела пациента детектор, который регистрирует изображение внутренней структуры тела пациента в терапевтическом фотонном пучке. Детектор снабжен механической системой точного позиционирования. В последнее время системы EPID все чаще используются для получения дозиметрической информации о пучке излучения, а также для проведения верификации планов

Т а б л и ц а 2.4. Характеристики систем EPID

Показатель	Система	
	“PVaSi 1000” [38]	“iViewGT” [39]
Точность механического изоцентра детектора, мм	0,5	2
Разрешение детектора, пкс	1024×768	1024×1024
Размер детектора, см	30,1×40,1	40,1×40,1
Максимальный размер снимка на уровне изоцентра, см	30,1×40,1	26×26
Система препятствия столкновению	Механическая	Механическая
Возможность получения дозиметрических изображений	Имеется	Имеется



Рис. 2.18. Внешний вид систем EPID [38, 39]

облучения пациента по методикам лучевой терапии с модулированной интенсивностью.

Ведущими производителями представлены две основные системы EPID: “PVaSi 1000” компании “Varian” и “iViewGT” компании “Elekta” (табл. 2.4, рис. 2.18).

2.1.3. Интегрированные системы получения рентгеновских изображений

Все большую популярность в XXI в. обретает новое, активно развивающееся направление IGRT (Image Guided Radiotherapy) – лучевая терапия с визуальным контролем. При облучении по данной методике положение мишени определяется путем получения изображений внутренней анатомии пациентов и сравнения их с реперными изображениями, которые были использованы при планировании облучения, для проведения последующей коррекции положения пациента на лечебном столе. При помощи IGRT можно с высокой точностью проводить лучевое лечение опухолей целого ряда локализаций (в легких, кишечнике и некоторых других внутренних органах), при изменении их положения, при естественных процессах в организме и движе-

**Т а б л и ц а 2.5. Характеристика интегрированных систем
получения рентгеновских изображений**

Показатель	Система	
	“ОBI” компаний “Varian” [40]	“XVI” компаний “Elekta” [41]
Точность механического центра детектора со штативом ускорителя, мм	<1	1
Размер детектора, мм	397×298	410×410
Разрешение детектора, пкс	2048×1536	1024×1024
Пространственное разрешение, пл/мм	2,58	1,4
Система препятствия столкновению	Механическая	Механическая
Режим получения трехмерного реконструированного изображения с последующим автоматическим перепозиционированием пациента перед началом процедуры лучевой терапии (“Cone-beam CT”)	Имеется	Имеется
Низкоконтрастное разрешение для “Cone-beam CT”, %	1,0	1,5
Геометрическое разрешение для “Cone-beam CT”, пл/мм	4–7	10
Погрешность позиционирования пациента на основе совмещения с референсной серией КТ-изображений, мм	1	1
Длина объема реконструкции, см	До 17	До 26
Диаметр поля зрения реконструкции, см	До 45	До 50
Толщина среза КТ, мм	От 1 до 10	Нет данных
Установка размера поля	Автоматическая	Ручная
Установка положения источника и детектора рентгеновского излучения	Автоматическая	Ручная



Рис. 2.19. Внешний вид “ОВГ” (слева) и “XVI” (справа) [40, 41]

ниях тела и органов (дыхании, работе кишечника, мочевого пузыря, простаты и т. д.) либо в процессе изменения веса пациента во время курса лечения. С целью получения рентгеновского изображения в режиме реального времени перед облучением или непосредственно во время него линейные ускорители оснащаются интегрированными системами получения рентгеновских изображений (рис. 2.19).

2.1.4. Системы синхронизации по дыханию

Для аппаратов компании “Elekta” используется система «Активный координатор дыхания» (рис. 2.20), которая основана на измерении объема воздуха в легких пациента с помощью спирометра и приведение этих данных в соот-



Рис. 2.20. Внешний вид системы «Активный координатор дыхания» во время проведения лечения на аппарате “Elekta Synergy” [42]

ветствие с позицией грудной клетки пациента, а значит, и внутренних органов во время соответствующего цикла дыхания [42]. Программное обеспечение включает и отключает излучение в заданные циклы дыхания пациента. Данная система поддерживается также на компьютерном томографе и рентгеновском симуляторе.

На аппаратах компании “Varian” используется система “RPM (Real Time Position management) Respiratory Gating system” (рис. 2.21) . В процессе лучевой терапии, синхронизированной по дыханию, система “RPM Respiratory Gating system” посылает линейному ускорителю сигнал об остановке и продолжении облучения (генерирует сигнал «задержка пучка»), когда объем мишени выходит за пределы максимально допустимого перемещения, которое было задано во время планирования облучения. Эти пределы основаны на корреляции движения мишени облучения в зависимости от цикла дыхания пациента и определяются во время получения планировочного КТ-изображения и симуляции. Включение и выключение системой пучка излучения, в зависимости от дыхательного цикла пациента, синхронизируют доставку излучения с дыханием, уменьшая, таким образом, объем облучения, а также дозу на окружающие мишень здоровые ткани. Для определения положения мишени система “RPM Respiratory Gating system” использует данные о положении контрольного маркера, полученные с видеокамеры, установленной в процедурном помещении, которые передаются на компьютер управления системой. Видеокамера и ПК следят за перемещения-



Рис. 2.21. Система «RPM» на КТ и ускорителе [43, 44]

ми ИК-контрастных точек на поверхности контрольного маркера, расположенного на груди пациента. Система записывает и отображает дыхательные движения на экране ПК в реальном времени.

2.2. Линейные ускорители для спирального облучения «ТОМО»

Томотерапия, или, в буквальном переводе, «послойная терапия», – это технология, сочетающая последние достижения компьютерной томографии и облучения пациентов пучком фотонов с пространственной модуляцией интенсивности излучения. В процессе облучения штатив ускорителя с источником излучения вращается вокруг пациента, а стол с пациентом движется перпендикулярно плоскости вращения штатива. Поле облучения формируется многопластинчатой диафрагмой. Конфигурация поля постоянно меняется с помощью движущихся пластин МПД, управляемых встроенным специальным программным обеспечением, которое позволяет физику точно рассчитать пространственное распределение лучевой нагрузки в соответствии с предписанием радиационного онколога. Различают последовательную (ПТТ) и спиральную (СТТ) томотерапию.

Первое применение ПТТ в клинике относится к 1994 г., когда компания “NOMOS Corporation”, основанная нейрохирургом М. Carol, разработала систему “PEACOCK”, содержащую ряд приставок к существующим линейным ускорителям [45, 46]. Концепция СТТ возникла в конце 1980-х годов, однако прошло много лет, прежде чем группа физиков и инженеров под руководством Т. R. Maskie смогла создать в 2001 г. установку для клинического применения [47]. Первый пациент прошел курс лечения на этом аппарате в университете Висконсина в августе 2002 г.

СТТ – технология облучения пациента, при которой вращение источника вокруг пациента сопровождается непрерывным равномерным движением стола перпендикулярно

плоскости вращения пучка. При этом источник излучения относительно пациента движется по спирали. Установка для СТТ внешне похожа на обычный компьютерный томограф (рис. 2.22). Системы “Томо” серии Н (helical) используют линейный ускоритель электронов с одной энергией фотонного излучения – 6 мВ. При ротационном облучении этой энергии достаточно для лечения глубоко расположенных опухолей. Веерный пучок формируется с помощью МПД бинарного типа, которая имеет 32 пары пластин из вольфрама, расположенных в шахматном порядке в противоположных рядах, которые открываются и закрываются индивидуально с помощью программно управляемой системы пневматических приводов. Толщина пластин – 10 см, ширина тени на уровне изоцентра – 6,25 мм, время открытия или закрытия пластин – 20 мс, максимальный размер поля облучения – 40×160 см.

В аппарате “Tomotherapy Hi Art” используется коллиматор щелевого типа для выпуска излучения с шириной щели 1 см, а в аппарате “Tomotherapy HD” коллиматор позволяет проводить облучение с тремя различными размерами щели: 1; 2,5 и 5 см [48]. Изменение ширины щели реализуется за счет изменения положения первичного коллиматора. Защитный кожух при закрытой диафрагме поглощает 99,9 % излучения. Многие основные узлы системы, такие как линейный ускоритель, магнетрон, модулятор, циркулятор, формирующий импульсы, и высоковольтный источник питания, расположены внутри кожуха штатива и вращают-



Рис. 2.22. Внешний вид аппарата “Томо” серии Н [48]

ся вместе с ним. Там же находятся набор видеодетекторов, позволяющих реконструировать изображение просвечиваемых органов, и поглотитель прошедшего через объект излучения. Диаметр апертуры штатива и расстояние от мишени источника до изоцентра вращения составляют 85 см. Во время облучения стол с пациентом движется поступательно, а штатив вращается с постоянной скоростью. Угловая скорость определяется заданной при планировании шириной поля облучения и питчем, т. е. отношением расстояния перемещения стола за один оборот штатива к ширине поля облучения. Значение питча для спиральной КТ обычно превышает единицу. При томотерапии величину питча задают менее 0,5 [49]. Это значит, что каждый участок ткани облучается в течение нескольких оборотов штатива, что обеспечивает лучшую разрешающую способность в направлении перемещения стола. За полный оборот излучателя формируется 51 проекция пучка излучения. Эти проекции являются аналогами полей, сформированных МПД при стандартной лучевой терапии с модуляцией интенсивности излучения (ЛТМИ). Фотонное излучение возникает при бомбардировке вращающейся вольфрамовой мишени пучком электронов диаметром около 1 мм. В системе формирования пучка отсутствует выравнивающий фильтр, что дает возможность получить пучок мощностью до 850 сГр/мин с однородным энергетическим спектром и меньшим рассеянием, чем у пучков с использованием выравнивающего фильтра. Система позволяет проводить лучевую терапию под визуальным контролем. Для этого имеется возможность получить реконструированное трехмерное изображение при помощи пучка фотонного излучения со сниженной до 3 МВ энергией для последующего сравнения с реперным изображением. В системах “Томо HD” и “Томо HAD” имеется возможность проводить облучение при фиксированном угле наклона штатива ускорителя.

Применение аппаратов томотерапии в радиационной онкологии вызвало большой интерес. Очень удобным ока-

залось их использование при тотальном облучении тела (пересадка костного мозга у гематологических и онкологических больных) [50]. Хорошие результаты показывает применение аппаратов для стереотаксического (как интракраниального, так и экстракраниального) облучения [51–53].

Результаты лечения пациентов с помощью аппаратов томотерапии оказались настолько хорошими, что некоторые радиационные онкологи предлагают использовать методики лечения на этих аппаратах в качестве «золотого стандарта» [54].

2.3. Ускоритель “VERO”

В 2009 г. в Брюсселе была осуществлена первая установка системы “VERO” (рис. 2.23), являющейся результатом совместных разработок компаний “Mitsubishi Heavy Industries Ltd” (Япония) и “Brain Lab” (Германия). Компания «Mitsubishi Heavy Industries Ltd» разработала конструкцию штатива с линейным ускорителем “МНН-ТМ2000”, на котором были установлены также система получения рентгеновских изображений для контроля положения пациентов на лечебном столе и дозиметрическое сопровождение фотонного излучения [55, 56]. Компания “Brain Lab” создала программное обеспечение 4D-технологии, внедрила свои методики IMRT, IGRT, SRS, SRT, а также разработанную ею микроМПД [57].



Рис. 2.23. Внешний вид «VERO» [58]

Т а б л и ц а 2.6. Параметры системы “VERO” [58]

Параметр	Система “VERO”
Энергия фотонного излучения	6 МВ
Максимальная мощность дозы фотонного излучения	500 МЕ/мин
Методы лучевой терапии, которые ускоритель способен реализовать	IMRT, VMAT, IGRT, SRS, SRT SBRT
Размер поля облучения	От 0,25×0,5 до 15×15 см
Симметрия и равномерность полей облучения	Симметрия менее 2 %, равномерность менее ±3 %
Высота изоцентра над полом процедурного помещения	110 см
Точность определения радиационного изоцентра ускорителя	Сфера радиусом менее 0,5 мм
Диапазон углов наклона штатива ускорителя и точность их определения	Диапазон вращения 360°, точность установки положения ±1°
Наличие и тип системы защиты от столкновений	Нет
Максимальная нагрузка на лечебный стол	135 кг
Модель и параметры МПД	60 независимых пластин, толщина тени пластины на изоцентре – 5 мм
Наличие и параметры интегрированной системы получения изображений	Exact Track

Система “VERO” направлена в первую очередь на стереотаксическое облучение экстракраниальных мишеней, имеет высокую точность наведения пучка и интегрированную интеллектуальную систему слежения за положением опухоли внутри тела пациента. “VERO” функционирует по схожим с другими СТТ аппаратами принципам, однако имеет механическую МПД, позволяющую сформировать поле размером до 15×15 см. Наиболее важные технические характеристики приведены в табл. 2.6.

Широкие испытания системы “VERO” проводятся в разных клиниках мира [59–61].

2.4. Ускоритель, расположенный на роботизированном манипуляторе

Кибер-нож (англ. *Cyber Knife*) – радиохирургическая система производства компании “Ассугау”, предназначенная для стереотаксического облучения доброкачественных и злокачественных интра- и экстракраниальных опухолей [62]. Данная система, разработанная в 1992 г. под руководством профессора нейрохирургии и радиационной онкологии Стэнфордского университета (США) Джона Адлера, представляет собой линейный ускоритель, закрепленный на роботеманипуляторе. Кибер-нож позволяет синхронизировать движение узкого пучка фотонов с движениями мишени за счет системы слежения, работающей в инфракрасном диапазоне. Линейный ускоритель имеет одну энергию излучения фотонов – 6 МВ. Размер поля определяется либо коническими коллиматорами (от 5 до 60 мм), либо специально разработанной микро-МПД “Incise”, которая имеет 41 пару пластин толщиной по 2,5 мм каждая и позволяет сформировать поле размером до 12×10 см. Мощность дозы составляет до 800 МЕ/мин, а в некоторых моделях – до 1000 МЕ/мин. Равномерность пучка фотонов достигает 14 % из-за отсутствия выравнивающего фильтра. Симметрия пучка не превышает 2 %. Полутень пучка составляет менее 4,5 мм. Пропускание коллиматора не превышает 1 %. Роботизированный манипулятор имеет 6 степеней свободы и при движении учитывает положение пациента и лечебного стола для предотвращения столкновений. Имеется роботизированный лечебный стол, также с 6 степенями свободы, которым комплектуются некоторые модели аппарата.

В системе Кибер-нож используются рентгеновские лучи для получения изображений, позволяющих локализовать мишень во время лечения. Система контроля дыхательных движений “Synchrony” постоянно синхронизирует облучение с движением мишени при дыхании пациента. Работа системы основана на создании корреляционной мо-

дели между дыхательной активностью пациента, отслеживаемой в режиме реального времени, и положением облучаемой мишени в различных точках дыхательного цикла. При облучении ряда локализаций могут быть использованы адаптивные системы визуализации и слежения за расположением внутренних органов пациента при помощи координатных маркеров (рис. 2.24).

Модели аппарата Кибер-нож непрерывно совершенствовались, менялось их название. В 2011 г. на рынок были представлены три новые модели под общим названием “Cyber Knife M6”. Модель “M6 FI” имела диафрагму “IRIS”, изменяющую размер облучаемой сферической области в зависимости от условий облучения без замены тубуса. Модель “M6 FM” комплектовалась микроМПД, а модель “M6 FIM” – той и другой диафрагмами вместе [9].

Как правило, с помощью лучевой терапии на Киберноже стереотаксическому облучению подвергают метастазы спинного мозга [63, 64], предстательной железы [65], небольшие мишени в легких [66] и в ряде других локализаций.



Рис. 2.24. Внешний вид системы Кибер-нож [63]

Стереотаксическое облучение начинает все шире применяться в лучевой терапии. Это вызвано тем, что усовершенствование методов диагностики позволяет выявлять опухолевые процессы, протекающие в I–II стадиях, когда очаг поражения еще невелик. Именно в этих случаях стереотаксическое облучение показывает лучшие результаты, поскольку почти не повреждаются близкорасположенные нормальные ткани и здоровые органы. Поэтому практически всеми компаниями, выпускающими медицинские линейные ускорители, разрабатываются новые и совершенствуются существующие устройства получения малых полей облучения и системы управления ими.

Для некоторых «стереотаксических» локализаций альтернативой может стать контактная лучевая терапия, однако возможности ее применения ограничены по сравнению с дистанционным стереотаксическим облучением.

2.5. Ускорители для интраоперационного облучения

Интраоперационное облучение применяется для однократного облучения ложа удаленной опухоли в открытой ране в процессе хирургических операций. Целью такого облучения является предотвращение возникновения рецидивов на месте удаленной опухоли в послеоперационном периоде. Для облучения применяются пучки электронов, энергия которых составляет от 4 до 12–15 МэВ [12, 13]. Современные ускорители электронов создаются в компактном виде, устанавливаются на мобильные тележки и транспортируются непосредственно в операционные помещения. Выходные устройства комплектуются наборами специальных тубусов различных размеров. Применение интраоперационного облучения представляет большой интерес для онкологических клиник, поскольку может применяться практически при любых хирургических вмешательствах.

СОВРЕМЕННАЯ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНАЯ ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ

История лучевой терапии злокачественных новообразований насчитывает более 100 лет. За это время существенно расширились технические возможности проведения лучевой терапии, что позволило повысить эффективность лучевого компонента при радикальном, комбинированном и комплексном лечении онкологических пациентов и повысить качество их жизни.

Предметом лучевой терапии является доставка заданной дозы в необходимый объем выбранной мишени для поражения злокачественных клеток. Поглощенная доза при проведении лучевой терапии на несколько порядков превышает дозу, получаемую пациентами при диагностических исследованиях. Пока не разработаны методы облучения, которые позволили бы сосредоточить поглощенную дозу исключительно в опухоли, не затрагивая нормальные ткани и органы, окружающие патологический очаг. Поэтому существует вероятность возникновения различных лучевых реакций и осложнений. Вероятность излечения опухоли и вероятность возникновения лучевых реакций со стороны нормальных тканей имеют одинаковый S-образный характер и отличаются высокой крутизной (рис. 3.1).

Кривая 2, описывающая реакции нормальных тканей, лежит правее по шкале суммарных доз, тогда как кривая 1, характеризующая зависимость реакции опухоли от дозы, расположена слева (рис. 3.1). Разная реакция нормальных и опухолевых тканей в зависимости от дозы объясняется

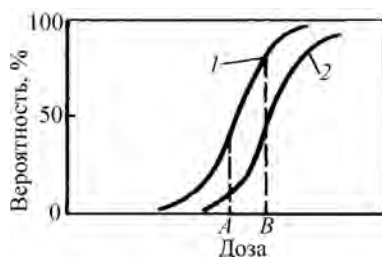


Рис. 3.1. Реакция опухолевой и нормальной тканей на облучение [21]

влиянием организма, компенсирующего лучевое повреждение нормальных тканей. Опухолевые клетки выходят из-под гомеостатического контроля организма, поэтому поражаются при несколько меньшей дозе. Кривые не стационарны, их расположение на оси «доза» зависит от объема облучаемых тканей, схемы фракционирования, дозы за фракцию и т. п. Анализ хода кривых показывает, что эффект (от 20 до 80 %) достигается обычно в диапазоне поглощенной дозы, не превышающем $\pm 5\%$ от значения суммарной дозы. Именно поэтому в настоящее время установлены требования к клинической дозиметрии больших доз, согласно которым предельная погрешность в референсной (опорной) точке должна составлять не более $\pm 3\%$. При этом погрешность отпуска дозы пациентам в объеме мишени не должна превышать $\pm 5\%$.

3.1. Методы современной высокотехнологичной лучевой терапии

Технические средства всегда определяли успех лучевой терапии. Появление более совершенного технического оснащения позволило внедрить сложные методики облучения пациентов, существенно улучшить терапевтический интервал поглощенных доз, получаемых мишенью и окружающими нормальными тканями.

Установка в клиниках новых современных ускорителей позволила применить сложные высокотехнологичные методы облучения: 3DCRT (трехмерная конформная лучевая

терапия), IMRT (лучевая терапия с модулированной интенсивностью), VMAT (секторная лучевая терапия с объемной модулированной интенсивностью), 4D (лучевая терапия, синхронизированная с дыхательным циклом пациента), SRS (стереотаксическая радиохирургия), SRT (стереотаксическая лучевая терапия), IGRT (лучевая терапия с визуальным контролем), IORT (интраоперационная лучевая терапия), TBI (тотальное облучение тела).

Все эти методы направлены на уменьшение объемов облучения нормальных тканей, окружающих мишень, и снижение в них поглощенной дозы. Реализация методов осуществляется на радиотерапевтических комплексах, включающих, кроме ускорителей, томографы и симуляторы для проведения предлучевой подготовки пациентов, а также дозиметрическое оборудование для измерения поглощенной дозы и контроля качества процесса лучевой терапии на всех ее этапах.

Осуществление высокотехнологичных методов облучения на ускорителях позволило резко увеличить градиенты спада дозы за пределами мишени, а в некоторых случаях даже отказаться от оперативного удаления опухолевых очагов.

3.1.1. 3DCRT – трехмерная конформная лучевая терапия

Конформное облучение – это первый шаг в освоении высоких технологий лучевой терапии. Целью 3DCRT является достижение максимального приближения объемного распределения поглощенной дозы к объему опухолевого очага. Облучение реализуется на ускорителях, укомплектованных МПД. Метод облучения предусматривает установку конфигурации и размеров поля с помощью пластин МПД, которые соответствуют контуру мишени в плоскости, перпендикулярной центральной оси прохождения пучка фотонов для данного поля облучения. Процесс лучевого лечения состоит из локализации мишени и органов риска по топометрическим данным пациента, полученным в про-

цессе предлучевой подготовки, трехмерного компьютерного расчета распределений поглощенной дозы и трехмерной доставки поглощенной дозы к мишени [46, 67, 68]. Облучение, как правило, статическое, сравнительно легко планируется и создает в теле пациента приемлемое распределение поглощенной дозы.

3.1.2. IMRT – лучевая терапия с модулированной интенсивностью

Метод IMRT является следующим шагом в освоении высокотехнологичной лучевой терапии [46, 67–71]. В настоящее время он находит все большее применение при использовании современных линейных ускорителей электронов. IMRT отличается от конформного облучения изменяющейся мощностью поглощенной дозы по полю облучения с каждого направления пучка фотонов. Изменения параметров МПД и пучка излучения производятся по методике “Step and Shoot” («Шаг – выстрел») или “Sliding Windows” («Скользящее окно»).

Результирующие распределения поглощенной дозы в большинстве случаев оказываются существенно лучше по сравнению с распределением дозы 3DCRT, особенно в нормальных тканях, окружающих мишень. Может облучаться мишень любой формы. В частности, метод хорошо себя зарекомендовал при облучении мишеней, имеющих впадины и вогнутости, что связано с возможностью обеспечения высокого градиента дозы для защиты расположенных рядом с мишенью органов риска. Поглощенная доза может снижаться на десятки процентов на расстоянии в несколько миллиметров. По этой причине требования к точности размещения пациентов на лечебных столах очень жесткие.

Метод облучения IMRT имеет и определенные недостатки. Так, существенно увеличиваются время подготовки пациентов к такому облучению (предлучевой подготовки), а также длительность сеанса, возникают сложности в обеспечении контроля качества самого облучения.

3.1.3. IGRT – лучевая терапия с визуальным контролем

Закономерным решением проблемы обеспечения точности облучения явилась интеграция устройств получения изображений внутренней анатомии пациента в существующую систему линейного ускорителя для контроля положения пациента на лечебном столе непосредственно перед сеансом лучевого лечения. Лучевая терапия с визуальным контролем (IGRT) – высокопрецизионный метод лучевой терапии, основанный на том, что перед сеансом облучения при помощи изображений, полученных с использованием интегрированного в систему рентгеновского аппарата либо EPID, верифицируется положение пациента на лечебном столе. Эти изображения сравниваются с реперными изображениями, полученными в результате компьютерного планирования либо симуляции условий облучения пациента. Таким образом, метод позволяет уменьшить случайную погрешность при укладке пациента на лечебный стол и тем самым уменьшить погрешности при доставке поглощенной дозы. Рентгеновское устройство смонтировано либо на штативе ускорителя и имеет тот же изоцентр вращения, что позволяет осуществлять трехмерную визуализацию с использованием метода КТ в коническом пучке, либо на стенах (потолке, полу) процедурного помещения. В новейших линейных ускорителях рентгеновская система позволяет контролировать положение пациента и в процессе терапевтического облучения [28, 41, 47].

3.1.4. VMAT (IMAT, AMRT) – подвижная лучевая терапия с объемной модуляцией интенсивности

Метод имеет и другие названия: ротационное облучение с объемной модуляцией интенсивности, Rapid Arc и др. [22, 30, 31]. Данный метод подвижного облучения с изменяющимися в процессе вращения штатива параметрами пучка явился следующим шагом в развитии высоких техно-

логий облучения. Его цель – сократить время облучения и отпустить заданную поглощенную дозу на мишень за 1–2 оборота штатива линейного ускорителя. При этом для соответствия клинически предписанным условиям облучения автоматически меняются мощность дозы, конфигурация и размер поля облучения, а также скорость вращения штатива. Время облучения в результате сокращается в несколько раз по сравнению с IMRT, а распределения поглощенной дозы в большинстве случаев оказываются сравнимыми или даже более приемлемыми для пациентов.

В настоящее время этот наиболее динамично развивающийся метод облучения пациентов реализуется на большинстве новых моделей линейных ускорителей электронов.

3.1.5. 4D – лучевая терапия, синхронизированная с дыхательным циклом пациентов

Предлучевая подготовка на томографах, симуляторах проводится с целью разбивки цикла равномерного дыхания пациента на фазы, определения приемлемой для облучения фазы дыхательного цикла или получения серии изображений, дающих информацию о наиболее вероятном положении внутренних структур во время свободного дыхания. Облучение на линейных ускорителях проводится на выбранной фазе дыхания пациента: фазе выдоха или (чаще) на фазе вдоха. При этом существенно уменьшается объем облучения мишени и критических органов, расположенных в теле пациентов. Хорошие результаты достигнуты при лучевом лечении рака легких, молочной железы, поджелудочной железы, желудка, забрюшинных опухолей и других органов [42–44, 68].

Одним из недостатков методики является необходимость обучения пациентов спокойному и ровному дыханию, чтобы ускоритель мог включать и выключать пучок фотонов в нужной фазе и не терять ее (это иногда случается, когда ослабленный пациент во время воздействия пучка

фотонов начинает кашлять). В этом случае облучение прекращается, но может быть продолжено после восстановления дыхания.

Другим недостатком методики является существенное увеличение времени сеанса.

3.1.6. SRT, SRS – стереотаксическая лучевая терапия и радиохирургия

Стереотаксическим облучением, или стереотаксисом, называется облучение большими разовыми дозами малых мишеней в головном мозге и всем теле пациента. Обычно облучаются мишени диаметром от 4–5 до 20–25 мм, а в ряде случаев и большего размера.

Существует две основные методики стереотаксического облучения:

- с помощью специальных тубусов компании “BrainLAB” для аппаратов компании “Varian” [8] и тубусов компании “Accuray” для аппаратов “Cyber Knife” [62];

- с помощью многопластинчатых диафрагм, в том числе специальных микроМПД для стереотаксического облучения, которые позднее стали применяться в большинстве выпускаемых для стереотаксиса ускорителей [9, 35–37].

Стереотаксическое облучение начинает все шире применяться в лучевой терапии. Это вызвано тем, что совершенствование диагностических методов в онкологии позволило выявлять опухолевые процессы в I–II стадии, т. е. с небольшим очагом злокачественного поражения. Именно в таких случаях стереотаксис наиболее полезен, поскольку почти не повреждаются близкорасположенные нормальные ткани и органы.

Существуют два вида стереотаксического облучения: стереотаксическая радиотерапия и стереотаксическая радиохирургия. Первый вид облучения подразумевает фракционированное облучение, второй – однократное.

С совершенствованием диагностических методов и выявлением опухолей на ранних стадиях уменьшились раз-

меры облучаемых очагов и, соответственно, более широко стали применяться методики стереотаксического облучения.

3.1.7. IORT – интраоперационное облучение

Метод использует облучение ложа опухоли электронами непосредственно во время хирургической операции и направлен на предотвращение рецидивов, которые могут возникнуть у пациентов в последующем периоде. Облучение может проводиться непосредственно в операционных.

3.1.8. TBI – тотальное облучение тела на линейных ускорителях

Появление новой методики облучения пациентов на основе медицинских ускорителей электронов, укомплектованных МПД, реализующими динамические методы отпуска дозы, изменило подходы к тотальному облучению тела. Появилась возможность уменьшить объемы облучения нормальных тканей, не содержащих стволовые клетки костного мозга, а также поглощенные дозы в них. Облучение осуществляется путем изменения характеристик МПД и мощности дозы фотонного облучения, а также скорости перемещений лечебного стола с пациентом при использовании методик VMAT.

Широкие возможности лучевой терапии при использовании аппарата для спиральной томотерапии (особенно большие максимальные размеры реализуемого поля облучения – 160×40 см) привлекли внимание лучевых терапевтов в плане возможности осуществления тотального облучения тела пациента при пересадке костного мозга. В разных странах мира проводятся интенсивные исследования метода, которые показывают реальную перспективу его широкого внедрения в клиническую практику [50, 72, 73].

А. Liu с соавт. [72] приводят данные, показывающие уменьшение дозы на органы тела при проведении тотально-

го облучения тела перед пересадкой костного мозга с терапевтической дозой 12 Гр на аппарате “Tomotherapy Hi-Art” по сравнению со стандартными методами тотального облучения. Доза в ротоглотке уменьшилась до 2,7 Гр, в легких – до 5,2, в почках – до 6,8, в глазах – до 1,9, в прямой кишке – до 4,7 Гр и т. д. В перспективе авторы предлагают увеличить суммарную поглощенную дозу на костный мозг до 20 Гр.

R. Corvo с соавт. [50] указывают, что при проведении тотального облучения тела дозы на органы (яички, мозг, печень, легкие, почки, слюнные железы) снизились на 50–80 %. Авторы предлагают увеличить суммарную поглощенную дозу на костный мозг до 18 Гр, при этом доза на внутренние органы не должна превышать 6 Гр.

3.2. Оценка реализации высокотехнологичных методов лучевой терапии

Методы высокотехнологичной лучевой терапии позволяют существенно уменьшить объемы облучения нормальных тканей и поглощенную ими дозу. В то же время реализация этих методов на практике требует больших усилий от радиационных онкологов и прежде всего от медицинских физиков. Расчет оптимальных планов облучения для сложных клинических случаев даже на самых современных компьютерах может занимать несколько часов. При этом самый совершенный план должен быть реализован на используемом в клинике линейном ускорителе. Насколько точно его можно реализовать – предмет дозиметрической проверки выбранных условий облучения в специальных фантомах.

Применение методов высокотехнологичного облучения требует проверки на фантомах планов облучения каждого пациента. Радиологическая клиника должна иметь в своем арсенале достаточный набор оборудования для дозиметрического сопровождения и верификации выбранных планов облучения. Естественно, все технические параметры ли-

нейного ускорителя и дозиметрические параметры радиационного пучка должны соответствовать спецификации и требованиям национальных протоколов контроля качества, для того чтобы доза, предписанная планом облучения, была доставлена максимально точно.

Оценка дозовых характеристик рассчитанного плана облучения может осуществляться с помощью гистограмм доза–объем, дозиметрическая верификация реализованного плана облучения – при помощи дозиметрического *in vivo* контроля и оценки верификационных планов облучения с использованием метода гамма-индексирования.

3.2.1. Оценка рассчитанных планов облучения с помощью гистограмм доза–объем

Планирование облучения с использованием высокотехнологичных методик лучевой терапии требует наличия мощных вычислительных комплексов, позволяющих получать как плоскостные, так и объемные распределения поглощенной дозы в трехмерных моделях облучения пациентов. Результаты расчетов должны быть одобрены врачом – радиационным онкологом после проведения анализа соотношения доз в мишенях и окружающих органах риска и выбора приемлемого плана облучения. Анализ плана в настоящее время осуществляется не только по изодозовым кривым, но и по гистограммам доза–объем [74–76].

Метод оценки планов по гистограммам доза–объем предложен J. T. Liman и A. B. Wolbarst в 1987 г. [77]. Современная гистограмма строится по данным трехмерного планирования облучения конкретного пациента и позволяет оценить однородность облучения заданного объема (мишени), а также степень облучения органов риска, окружающих мишень. Как правило, поиск оптимального соотношения доз в мишени и органах риска представляет собой сложную проблему, поэтому при планировании создается несколько планов облучения, из которых после совместной визуаль-

ной оценки планов медицинским физиком и врачом – радиационным онкологом выбирается лучший. В высокотехнологичной лучевой терапии, особенно в IMRT и VMAT, применяется инверсное планирование, при котором физиком задаются дозовые пределы на мишень и органы риска. Оптимизация распределений дозы при инверсном планировании представляет собой многокритериальную задачу и имеет достаточно большое множество локальных решений (локальных экстремумов). В связи с большими затратами времени на планирование облучения поиск глобального экстремума оказывается практически невозможным. В итоге физик и врач рассматривают несколько локальных решений задачи и выбирают то, которое, на их взгляд, лучше. Во всех случаях оценка гистограмм доза–объем оказывается необходимой, так как представляет собой дополнительную возможность сравнить планы облучения по лучевым нагрузкам на мишень и органы риска.

Существуют различные виды гистограмм, с помощью которых можно оценивать результат вычислений дозовых распределений: дифференциальные гистограммы доза–объем, интегральные гистограммы доза–объем, гистограммы доза–площадь (строющиеся по плоскостному срезу). Наиболее широкое распространение получили интегральные гистограммы доза–объем, без применения которых уже невозможно оценивать результаты планирования любого облучения. В современных системах планирования 3D-облучения тело пациента разбивают на элементарные объемы, в центре каждого из которых рассчитывают величину полученной этим объемом дозы. Величина объемов откладывается на ординате графика, причем максимальный объем принимается за 100 % или определяется в кубических сантиметрах. По оси абсцисс откладываются значения поглощенной дозы в центре каждого объема, причем максимальная предписанная доза принимается также за 100 %, но может откладываться и в абсолютных единицах поглощенной дозы.

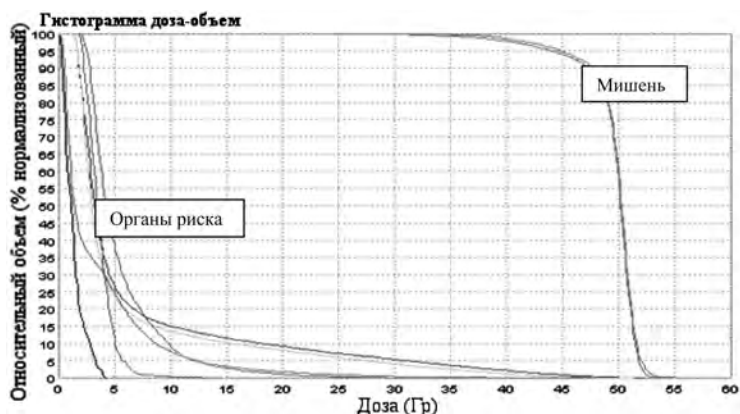


Рис. 3.2. Гистограмма облучения молочной железы [74]

Очень удобно одновременно отображать на графике кривые, относящиеся как к оценке дозы на мишень, так и к оценке дозы на критические органы и нормальные ткани. Кривые, характеризующие нагрузку на нормальные ткани, должны всегда лежать ниже кривой, характеризующей мишень. В противном случае план облучения можно считать абсолютно неприемлемым. Расчеты гистограмм доза–объем в высокотехнологичном облучении осуществляются в системах планирования в объемном формате, могут накладываться друг на друга для сравнения и быстрого выбора приемлемого плана облучения. На рис. 3.2 изображена типичная гистограмма доза–объем.

3.2.2. Оценка реализованных планов облучения методом гамма-индексирования

Количественная сравнительная оценка реализованных распределений дозы облучения и распределений дозы, рассчитанных на системах планирования, осуществляется с помощью методики гамма-индексирования при различных параметрах индексации. Целью такого сравнения является оценка соответствия комплексного дозового распреде-

ления, реализованного на линейном ускорителе с использованием высокотехнологичных методик лучевой терапии онкологических пациентов, дозовому распределению, рассчитанному на системах планирования. Гамма-индекс в общем виде представляет собой суммарную количественную оценку расхождений в местоположениях отдельных контрольных точек в миллиметрах и различия в значениях процентной дозы в этих точках. Контрольные точки выбираются при оценке верификационных планов. Количество выбранных точек зависит от сложности планов облучения и возможностей применяемого оборудования для измерения распределений дозы [69–71]. Проверка осуществляется в специальных фантомах либо с помощью пленок, например радиохромных, либо с помощью матричных детекторов [70]. Мировым сообществом радиационных онкологов и медицинских физиков предельно допустимыми значениями предложены 3 мм в расхождении местоположения точек и 3 % в разнице рассчитанных и измеренных значений дозы. В основном эти величины применяются для верификации планов облучения по современным методикам IMRT и VMAT [78–81]. В некоторых национальных протоколах эти величины уменьшены до 2 мм и 2 % [82]. Японские исследователи М. Ishikawa с соавт. [83] изучали возможность применения гамма-индекса 2 % и 1 мм для участков с большими градиентами дозы.

Принцип применения гамма-индекса в лучевой терапии. Рассчитывается сложный план облучения для фантома. Пусть координаты заданной контрольной точки r_c , а величина дозы в ней D_c . В результате анализа измеренных значений получаем координаты этой контрольной точки r_m , а процентную дозу в ней D_m . Критерии допуска – разница в местоположениях точки Δr , а разница в дозах – ΔD .

Обозначим полученную разницу в координатах $\delta r = r_m - r_c$, а в дозах $\delta D = D_m - D_c$. Величина δr вычисляется как расстояние (в мм) между точками r_m и r_c , а величина δD – как разница между процентными значениями доз в указан-

ных точках. Величина гамма-индекса определяется по формуле

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\left(\frac{\delta r}{\Delta r}\right)^2 + \left(\frac{\delta D}{\Delta D}\right)^2}.$$

Расчеты проводятся для всех выбранных контрольных точек. Критерием приемлемости соответствия контрольной точки реализованного плана облучения выбрана величина гамма-индекса, равная 1 [46]. Если в требуемом количестве контрольных точек (определяется протокол контроля качества для данной методики облучения) гамма-индекс меньше или равен 1, то план считается приемлемым и допускается к проведению облучения на ускорителе. В противном случае необходимо уменьшить комплексность исполнения плана и повторить процедуру верификации [84, 85].

КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА РАБОТЫ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ

4.1. Обоснование проведения контроля качества ускорителей

Контроль качества характеристик аппаратов и приборов, применяемых в лучевой терапии злокачественных новообразований, является ключевым элементом радиационной защиты пациентов, подвергающихся этому виду медицинского облучения. Под контролем качества понимается система организационных мероприятий, технических средств и технологических процедур для количественного определения, мониторинга и поддержания на оптимальном уровне рабочих характеристик терапевтической аппаратуры, а также режимов терапевтического лечения [86, 87].

Международная комиссия по радиологическим единицам (МКРЕ) еще в 1976 г. рекомендовала, чтобы погрешность подведения поглощенной дозы к мишени на любых терапевтических аппаратах не превышала 5 % [88]. Для этого погрешность каждого шага в технологической цепочке планирования и облучения пациентов должна быть намного меньше 5 %, а предельно допустимые погрешности установки и изменения параметров пучков излучения не должны превышать 1–1,5 %.

Принятие мировым сообществом новых нормативных и рекомендательных документов по радиационной защите пациентов от медицинского облучения, в частности в лучевой терапии, привело к стремительному совершенствованию технических средств дистанционного облучения пациентов. Главной особенностью их развития стал интенсивный переход от дистанционных гамма-терапевтических

аппаратов с источником излучения кобальта-60 на медицинские ускорители электронов.

Быстрое развитие техники облучения на основе медицинских ускорителей потребовало столь же стремительной разработки новых протоколов контроля качества, которые учитывали бы изменения в конструкциях ускорителей и их выходных устройств, а также верификации условий облучения.

Контроль качества – это прежде всего оценка функциональных характеристик оборудования, которые, в конечном счете, влияют на геометрическую и дозиметрическую точность подведения дозы. Эксплуатационные характеристики оборудования могут изменяться внезапно вследствие неисправности какой-либо части или механической поломки или медленно из-за изношенности и старения деталей. Следовательно, возникают два существенных требования: периодическое тестирование всего оборудования, включая приборы, применяемые для контроля качества, а также регулярный профилактический дозиметрический контроль всех параметров и корректировка работы ускорителей и измерительного оборудования. Цель этих процедур – обеспечение постоянства заданных характеристик и физических параметров, установленных во время ввода оборудования в действие [89].

Медицинские ускорители электронов, предназначенные для проведения облучения онкологических больных, представляют собой сложные электрофизические установки, требующие квалифицированного обслуживания и тщательного контроля характеристик излучения фотонов и электронов. Унификация методов контроля осуществляется с помощью специальных протоколов контроля качества.

В мировой литературе можно встретить много различных рекомендаций по контролю качества, однако они часто противоречат друг другу, особенно в отношении частоты проверок и применяемых для этого приборов и вспомогательного оборудования. По-разному оценивается погреш-

ность проводимых измерений. Поэтому адаптация всех этих документов к региональным условиям с учетом состояния проверяемых аппаратов, их соответствия мировым требованиям, имеющегося парка контрольных приборов совершенно необходима [46, 89].

Государственное учреждение «Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова» уже много лет использует в клинической практике медицинские ускорители электронов. В 2003 г. в Республике Беларусь был создан протокол контроля качества работы медицинских ускорителей электронов [90, 91]. Протокол относился к ускорителям, выпускавшимся в конце XX в. В протоколе приведены методики и периодичность проведения контроля характеристик линейных ускорителей при их применении в клинической практике.

В начале XXI в. в радиологические клиники начали поступать новые ускорители электронов, укомплектованные многопластинчатыми диафрагмами, системами регистрации транзитных (портальных) изображений, системами рентгеновского контроля положения пациентов на лечебных столах, системами контроля дыхания и синхронизированным с дыханием облучением. Эти новые системы ускорителей не были охвачены контролем качества их работы в существующем протоколе. В то же время высокотехнологичная лучевая терапия потребовала более жесткого контроля характеристик ускорителей и новых систем, особенно при использовании полей облучения малых размеров, а также при облучении мишеней сложной нерегулярной формы [20]. Поэтому назрела необходимость разработки новых протоколов контроля качества медицинских линейных ускорителей.

Программа контроля качества ускорителей, да и всего остального оборудования для лучевой терапии, должна включать: перечень подлежащих тестированию характеристик и виды требуемых проверок; перечень специального оборудования для проведения проверок, описание условий и частоты проведения тестов; требования к специалистам,

проводящим тестирование; ожидаемые результаты; действия, которые необходимо провести в случае, если полученные результаты отличаются от эталонных значений на величину, превышающую допустимое значение [20, 89].

При подготовке новой программы контроля качества необходимо в первую очередь принять принципиальное решение: либо модернизировать старый протокол, добавив в него разделы, касающиеся новых систем и устройств, либо создать совершенно новый документ. Следует также помнить, что в клинической практике применяются несколько совершенно разных типов облучающих аппаратов на основе линейных ускорителей электронов. К таким аппаратам относятся “Cyber Knife” и “Tomotherapy HD” компании “Accuray”, “VERO” компаний “Brain Lab” и “Mitsubishi Heavy Industries Ltd”. Поэтому протоколы контроля качества работы этих аппаратов могут существенно отличаться от протоколов для ускорителей традиционного исполнения, к которым относятся аппараты компаний “Varian” и “Elekta”. Именно к ускорителям традиционной конфигурации применялся прежний протокол контроля качества [90]. Следует добавить, что применяемые для тестирования приборы и устройства должны также проходить регулярную аттестацию и проверку.

Наиболее подходящим путем создания новой программы контроля качества ускорителей следует считать модернизацию уже существующего протокола. Кратко рассмотрим основные положения протокола контроля качества ускорителей электронов, выпущенного в 2003 г., и пути его возможной модернизации.

4.2. Общие характеристики ускорителей, подлежащие контролю качества

Контролю качества на медицинских ускорителях электронов подвергаются пять групп характеристик:
характеристики системы радиационной безопасности;
геометрические характеристики полей облучения;

характеристики устройств, применяемых для укладки пациентов;

характеристики систем управления, влияющих на геометрию облучения;

дозиметрические характеристики полей облучения.

Характеристики системы радиационной безопасности.

Проверяются следующие параметры:

информационные табло;

предупреждающие звуковые сигналы;

дверные блокировки на входе в процедурное помещение;

аварийные выключатели;

система механической безопасности пациента;

сигнализатор радиационного фона;

работоспособность ключа управления включением/выключением радиационного пучка ускорителя;

источник аварийного освещения;

системы телевизионного наблюдения и громкоговорящей связи.

Геометрические характеристики аппарата. На медицинских ускорителях электронов проверяются следующие геометрические характеристики:

девиация изоцентра (величина отклонения центра стандартного поля облучения от геометрической оси вращения штатива не должна превышать 2 мм при любом угле поворота штатива);

установка нулевого положения штатива (величина углового отклонения штатива от положения «0» не должна превышать 0,5°);

установка нулевого положения механизма диафрагмы (величина углового отклонения нулевого положения механизма диафрагмы от положения «0» не должна превышать 0,5°);

совпадение оси вращения диафрагмы с осью светового имитатора поля облучения (величина отклонения центра светового поля облучения от оси вращения диафрагмы не должна превышать 2 мм).

Параметры устройств, применяемых при укладке пациентов. На медицинском ускорителе электронов проверяются следующие параметры, необходимые для точного размещения пациента на лечебном столе:

наведение световых, механических и лазерных боковых, латерального и обратного центраторов на изоцентр (допустимая величина отклонения от изоцентра вращения штатива ускорителя не более 2 мм в любую сторону);

перемещения деки терапевтического стола должны быть свободными, без заеданий;

клиновидные фильтры, решетки, теневые блоки не должны иметь вмятин, сколов;

подвесная платформа для установки формирующих принадлежностей не должна иметь вмятин на направляющих;

совпадение размеров поля с величинами, указанными на шкалах излучателя (допустимое отклонение не более 2 мм).

Параметры системы управления аппаратом. Проверяются следующие параметры:

пульт управления и управляющий компьютер должны безотказно работать в режимах имитации излучения и при работе с пучками фотонов и электронов;

установка заданных углов ротации штатива и коллиматора, задаваемая системой управления (задаваемая с пульта управления величина угловых отклонений от заданного положения не должна превышать $0,5^\circ$);

скорость ротации;

установка заданных размеров поля с пульта управления или управляющего компьютера (допустимое отклонение не более 2 мм).

Дозиметрические характеристики. Проверяются следующие параметры:

совпадение границ светового и радиационного полей (допустимый предел отклонения не более 2 мм по каждой стороне поля);

калибровка мониторов пульта управления ускорителем по дозе (допустимое отклонение цены мониторной едини-

цы от величины дозы в сГр, определяемой в максимуме дозы в водном фантоме, не более 2 %; проверка осуществляется для всех энергий фотонов и электронов);

стабильность цены мониторной единицы в течение дня (допустимое отклонение цены мониторной единицы на всех энергиях фотонов и электронов в течение одного дня не должна превышать 1 %);

симметрия пучков облучения должна находиться в пределах 3 % для всех энергий фотонов и электронов на опорной глубине для опорных размеров полей;

равномерность пучков облучения должна находиться в пределах 3 % для всех энергий фотонов и электронов на опорной глубине для опорных размеров полей.

В ускорителях электронов, отличающихся от традиционных ускорителей и осуществляющих либо спиральное облучение, либо облучение на роботизированном манипуляторе, существенно изменяются характеристики, требующие периодической проверки. Например, в аппарате “Cyber Knife” необходимо регулярно проверять качество приводов роботизированного манипулятора, обеспечивающих 6 степеней свободы штатива при проведении интра- и экстракраниального облучения пациентов. Кроме того, необходимо тщательно проверять качество приводов, создающих 6 степеней свободы перемещений лечебного стола. На аппаратах спиральной томотерапии проверка работоспособности многопластинчатой диафрагмы, приводов лечебного стола, скорости вращения ускорителя на круговом штативе осуществляется по принципиально другим методикам.

4.3. Периодический контроль качества работы ускорителей

Проверки характеристик ускорителей должны осуществляться периодически и подразделяться на ежедневные, еженедельные, квартальные и годовые. В некоторых странах исключаются еженедельные проверки, а квартальные заменяются на ежемесячные [20, 46].

Для примера приведем периодичность проведения процедур контроля качества ускорителей, описанных в протоколе контроля качества, созданном в 2003 г. в НИИ онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова [90, 91].

Ежедневный контроль. Проверяются:

параметры системы радиационной безопасности:

информационные табло;

предупреждающие звуковые сигналы;

работоспособность ключа на пульте управления ускорителем;

дверные блокировки на входе в процедурное помещение;

аварийные выключатели;

система механической безопасности пациента;

сигнализатор радиационного фона;

аварийное освещение;

системы телевизионного наблюдения и громкоговорящей связи;

геометрические параметры аппарата:

показания светового указателя расстояния источник–поверхность облучаемого объекта;

световой имитатор поля облучения;

параметры устройств, применяемых при укладке пациентов:

лазерные центраторы.

Еженедельный контроль. Перед проведением еженедельного контроля качества характеристик медицинского ускорителя электронов в обязательном порядке проводятся проверки, предусмотренные ежедневным контролем характеристик.

При проведении еженедельного контроля проверяются:

геометрические параметры аппарата:

точность установки нулевого положения штатива ускорителя;

точность установки нулевого положения механизма диафрагм;

горизонтальность положения деки лечебного стола и действие тормозов при ее перемещениях;
величины перемещений деки лечебного стола;
клиновидные фильтры, теневые блоки;
подвесная платформа для установки фильтров и блоков;
контакты тубусов, вкладышей, плат для установки фильтров и блоков;

параметры системы управления ускорителем:

пульта управления или управляющего компьютера;
таймеров;
точность установки углов ротации штатива и диафрагмы, задаваемая системой управления;
точность установки размеров поля, задаваемая системой управления;

дозиметрические характеристики, влияющие на точность отпуска дозы:

совпадение размеров радиационного поля с размерами, указанными на шкалах аппарата.

Ежеквартальный контроль. Перед проведением ежеквартального контроля качества характеристик медицинского ускорителя электронов в обязательном порядке проводятся проверки, предусмотренные ежедневным и еженедельным контролем характеристик.

При проведении ежеквартального контроля проверяются:
геометрические характеристики:

совпадение оси вращения механизма диафрагмы с осью светового имитатора поля облучения;

девиации изоцентров штатива, коллиматора и лечебного стола;

дозиметрические характеристики:

симметрия радиационных полей относительно центральных осей поля облучения;

совпадение границ светового и радиационного полей облучения;

совпадение центров светового и радиационного полей;

цена мониторной единицы поглощенной дозы фотонов и электронов в стандартных условиях;
стабильность показаний мониторов дозы в течение дня;
линейность показаний мониторов;
зависимость показаний мониторов от мощности дозы;
зависимость показаний мониторов дозы от положения излучателя;
равномерность полей тормозного излучения;
равномерность полей электронов.

Анализ представленного выше перечня проверяемых характеристик, достаточного для старых моделей медицинских ускорителей, показывает необходимость его дополнения на современных ускорителях новыми характеристиками, которые относятся к многопластинчатым диафрагмам, системам EPID, системам встроенного рентгеновского контроля. Необходимо разработать периодичность и методики проверки новых систем, адаптированные к условиям работы. Кроме того, требуется ужесточение допусков на отклонение ряда характеристик от заданных значений.

4.4. Характеристики современных ускорителей, подлежащие контролю качества

Какие новые характеристики следует включать в модернизированный протокол контроля качества медицинских линейных ускорителей электронов?

К проверке геометрических характеристик линейных ускорителей следует добавить тестирование:

скоростей и ускорений вращения штатива (Gantry) при применении методов секторной лучевой терапии с объемной модуляцией интенсивности (VMAT, RapidArc);

характеристик скорости, синхронности движения, точности установки положения пластин многопластинчатой диафрагмы при разных углах наклона штатива ускорителя при применении методик IMRT «Step & Shoot» и «Sliding window», а также динамических клиньев для облучения пациентов и ряд других характеристик;

девиации механического изоцентра при стереотаксическом облучении с величиной отклонения геометрического центра стандартного поля облучения от оси вращения штатива, коллиматора и лечебного стола, не превышающей 1 мм при любом угле поворота этих устройств в диапазоне углов, применяемых при облучении конкретного пациента;

точности установки в требуемое положение системы EPID;

точности установки в требуемое положение рентгеновской системы контроля положения пациента на лечебном столе.

К характеристикам устройств, применяемых для укладки пациентов, в первую очередь следует добавить:

расширенный контроль механических и геометрических параметров лечебных столов, особенно столов, имеющих 6 степеней свободы перемещений.

Некоторые характеристики, касающиеся подвесных платформ, физических клиновидных фильтров, теневых блоков, могут быть исключены.

Контроль качества систем управления ускорителями необходимо полностью переработать, поскольку аппараты стали сложнее, увеличилось количество систем, с помощью которых можно реализовывать высокотехнологичные методики лучевой терапии, появились локальные вычислительные сети, охватывающие систему управления ускорителем, а также системы верификации устанавливаемых параметров облучения.

Дополнительно протоколы контроля качества должны включать разделы, посвященные контролю качества систем получения топометрических изображений, используемых для контроля положения пациента при проведении облучения с использованием высокотехнологичных методов лучевой терапии. К системам, контролирующим позиционирование пациентов с использованием транзитных изображений, относятся рентгеновские устройства, размещенные на штативах ускорителей либо на стенах (потолке, полу) бун-

керов, а также устройства EPID. Применение систем EPID для дозиметрической оценки условий облучения каждого пациента также нуждается в тщательном контроле.

Создаваемая новая программа контроля качества должна предусматривать несколько видов контроля.

1. Проверка характеристик ускорителя в соответствии с технической спецификацией в присутствии представителей фирмы-производителя. По результатам проверки составляется протокол приемки ускорителя по форме, предоставляемой фирмой-производителем. В англоязычной литературе этот процесс носит название “Acceptance”. Затем ускоритель передается инженерам и физикам организации-пользователя.

2. Повторная проверка характеристик ускорителя, проверяемых на первом этапе, а также всех дополнительных характеристик, имеющих значение при применении ускорителя в высокотехнологичной клинической практике.

3. Проведение измерений характеристик пучков фотонов и электронов всех энергий, которые должны быть установлены в системах планирования облучения пациентов на ускорителе. Набор данных, необходимых для функционирования алгоритмов расчета поглощенной дозы в компьютерных системах планирования облучения, определяется техническими условиями. Процесс носит название “Commissioning”. Проводится этот этап физиками клиник, в которых установлены аппараты.

4. Проведение работ по рутинному контролю качества. Этот этап продолжается в течение всего времени эксплуатации ускорителя. Работы разделяются на периодические и внеплановые после ремонта аппарата.

5. Следует особо остановиться на контроле качества новых устройств, устанавливаемых на штативах ускорителей: многопластинчатых диафрагм, систем EPID, систем рентгеновского контроля положения пациентов на лечебных столах.

4.5. Проверка многопластинчатых диафрагм

Многопластинчатые диафрагмы сильно изменили технологический процесс дистанционной лучевой терапии. Появилась возможность отказаться от использования подвесных платформ, теневых защитных блоков, трехмерных компенсаторов. Наиболее широкое применение диафрагмы нашли в высокотехнологичной лучевой терапии [20, 88]. Поэтому контроль качества их работы является одним из самых важных элементов контроля качества ускорителей в целом.

При осуществлении IMRT требуется проведение целого ряда контрольных мероприятий и проверок для определения функциональных характеристик МПД. В литературе не предлагается универсальной методики контроля параметров МПД. Нами выделен ряд тестов, являющихся наиболее показательными и позволяющими определять погрешности отдельных параметров, критичных при использовании МПД в динамическом режиме [20, 46, 88]. В табл. 4.1 приведены тесты, необходимые при реализации IMRT.

Величина эффекта “Tongue-and-groove” характеризует изменение интенсивности излучения, связанное с различиями в форме боковых поверхностей пластин МПД у разных производителей.

Описание типовых проверок функционирования МПД, используемой при проведении облучения по методам лучевой терапии с модулированной интенсивностью.

Garden Fence test. *Цель* – проверка точности установки заданных позиций пластин МПД.

Принципиальная схема. Все пары пластин двигаются с постоянной скоростью с зазором 1 мм. В позициях 1, 3, 5, 7 и 9 см происходит остановка на определенное время. На дозиметрической пленке или EPID результат этой проверки будет представлять собой изображение с различимыми темными эквидистантными прямыми линиями толщиной 1 мм на однородном светлом фоне.

Т а б л и ц а 4.1. Перечень тестов МПД и периодичность их проведения

Показатель	Проверка	Допустимое отклонение	Рекомендуемая периодичность проведения контрольных мероприятий
Стабильность позиционирования пластин МПД	Garden Fence test	Визуальное сравнение с контрольным изображением	Ежедневно
Стабильность скорости движения пластин МПД	Speed stability test	Визуальное сравнение с контрольным изображением	Ежемесячно
Стабильность ускорения/торможения пластин МПД	Speed stability test	Визуальное сравнение с контрольным изображением	Ежемесячно
Стабильность дозиметрических параметров МПД-полей при различных положениях (углах) штатива	Gravity test	<1 %	Ежемесячно
DLS-зазор и коэффициент пропускания пластин МПД	Прямое измерение дозиметрического зазора между пластинами (DLS) и коэффициента пропускания пластин	<1 %	Один раз в квартал при проведении плановых профилактических работ
Эффект "Tongue-and-Groove"	Оценка величины вклада при контроле лечебных полей	Визуальная оценка	Перед началом курса лечения пациента

Реализация. Проводится облучение тестовым планом с регистрацией проходного изображения с использованием дозиметрической пленки или EPID. После облучения проводится визуальный анализ полученного изображения (линии должны быть прямыми, эквидистантными, одной и той же толщины шириной; фон однородный, светлее линий).

Speed stability test. *Цель* – проверка стабильности скорости, ускорения/торможения пластин МПД.

Принципиальная схема. Все пары пластин двигаются равномерно с 7 различными скоростями, создавая 7 различных уровней интенсивности дозы с однородностью в диапазоне $\pm 2\%$ по отношению к открытому полю.

Реализация. Проводится облучение тестовым планом с регистрацией проходного изображения с использованием дозиметрической пленки или EPID. После облучения проводится визуальный анализ полученного изображения, анализ формы профилей дозы.

Gravity test. *Цель* – проверка стабильности дозиметрических параметров МПД-полей при различных углах наклона штатива.

Принципиальная схема. Пары пластин, движущиеся с постоянным зазором, создают по полю размером 10×10 см равномерную интенсивность дозы. Производится сравнение интенсивностей полей облучения при углах наклона штатива 0, 90 и 270°.

Реализация. Проводится облучение тестовым планом находящейся в изоцентре ионизационной камеры наперсткового типа объемом $\sim 0,125 \text{ см}^3$ с «колпачком» (build-up cap) в воздухе. Тестовый план состоит из открытых и IMRT-полей при различных углах наклона штатива. Проводится сравнение интенсивностей IMRT-полей по отношению к интенсивностям соответствующих открытых полей при различных углах наклона штатива.

Измерение DLS. *Цель* – измерение DLS и проверка стабильности его величины в процессе эксплуатации ускорителя.

Принципиальная схема. Измерение ионизационной камерой дозы, создаваемой полями, содержащими пары пластин,двигающихся с постоянной одинаковой скоростью, но с разными зазорами между ними (1, 4, 10 и 20 мм). Производится определение величины зазора, необходимого для создания нулевой дозы.

Реализация. Облучение четырьмя тестовыми полями ионизационной камеры наперсткового типа объемом $\sim 0,125 \text{ см}^3$ с «колпачком», находящейся на расстоянии 100 см от источника ионизирующего излучения под одной из центральных пластин. Производится определение величины зазора, необходимого для создания нулевой дозы, путем линейной аппроксимации полученных результатов.

Измерение коэффициента пропускания пластин МПД.
Цель – измерение и проверка стабильности коэффициента пропускания пластин МПД в процессе эксплуатации ускорителя.

Принципиальная схема. Измерение ионизационной камерой дозы, создаваемой полем, полностью закрытом лепестками МПД, по отношению к дозе, создаваемой открытым полем размером $10 \times 10 \text{ см}$.

Реализация. Облучение тестовыми полями ионизационной камеры наперсткового типа объемом $\sim 0,125 \text{ см}^3$ с «колпачком», находящейся на расстоянии 100 см от источника ионизирующего излучения; сравнение с результатом, полученным для открытого поля размером $10 \times 10 \text{ см}$.

Коэффициент пропускания для поля $10 \times 28 \text{ см}$ находится по формуле

$$TF = \frac{D_{closed A} + D_{closed B}}{2D_{open}},$$

где $D_{closed A}$ – доза под центральной пластиной, полностью закрытой МПД, все пластины смещены максимально влево; $D_{closed B}$ – доза под центральной пластиной, полностью закрытой МП, все пластины смещены максимально вправо;

D_{open} – доза под центральной пластиной, полностью открытой МПД.

Проведение перечисленных выше проверок ни в коем случае не заменяет и не отменяет проведение тестов статического режима функционирования МПД, таких как определение точности установки размеров радиационного поля, формируемого пластинами МПД, измерение параллельности «блоков» пластин МПД.

Кроме проверки технических характеристик МПД, осуществляемых периодически, F. M. Khan предлагает проверять их в процессе клинической эксплуатации, осуществляя своего рода верификацию процесса облучения с акцентом на особенности МПД [46].

Проверки сходных характеристик МПД должны осуществляться на ускорителе “VERO”. В отличие от ускорителей компаний “Varian” и “Elekta” размер поля, формируемого пластинами МПД, на этом аппарате не превышает 15×15 см.

На ускорителе “Novalis” компании “Brain Lab” при использовании микроМПД также следует проводить ее проверку с помощью описанных выше тестов, учитывая механические особенности данной МПД.

При использовании конических тубусов для формирования полей стереотаксического облучения контроль осуществляется только для систем позиционирования и фиксации этих устройств.

Многопластинчатые диафрагмы на ускорителях “Tomotherapy” (64 пластины) работают по другому принципу: полного закрытия и открытия поля. Это связано с тем, что максимальная длина поля в этих аппаратах для спирального облучения не превышает 5 см. Поэтому тесты, которые применяются для контроля МПД при больших полях облучения на традиционных ускорителях, в этом случае неприменимы.

4.6. Проверка функциональных характеристик штативов ускорителей

Осуществление контроля за скоростью вращения, а также за ускорениями и торможениями штатива ускорителя имеет особое значение при применении метода облучения VMAT (Rapid Arc). КСПО при расчете условий подвижного облучения не учитывают динамических характеристик штативов. Но разгоны и торможения аппаратов происходят не мгновенно, а с некоторым запозданием вследствие инерционности вращения штатива. При этом в ряде его секторов могут возникать погрешности в реализации плана облучения пациента. Итоговое несоответствие доставленного дозового распределения может достигать нескольких процентов от локального значения запланированной дозы для некоторого количества контрольных точек [20].

Программа контроля качества работы штативов ускорителей должна включать, как минимум, проверку следующих характеристик:

- точность и стабильность позиционирования штатива ускорителя;

- стабильность скорости движения штатива ускорителя;

- стабильность ускорения и торможения штатива ускорителя;

- стабильность дозиметрических параметров по отношению к угловому направлению полей облучения.

Контроль качества работы штативов ускорителей в мировой практике практически не осуществляется, за исключением наблюдения за точностью и стабильностью установки его статических положений и времени осуществления полного оборота. В то же время при использовании динамических методов облучения очень важным является учет изменения распределения поглощенной дозы в секторах, а также и интегрального распределения поглощенной дозы. При внедрении секторной лучевой терапии VMAT или Rapid Arc, при которых такой параметр ускорителя, как

скорость вращения штатива и коллиматора, изменяется непрерывно, наряду с контролем параметров динамической МПД и мощности дозы фотонного излучения возникает необходимость осуществления непрерывного контроля характеристик вращающегося штатива ускорителя. Авторами было проведено оригинальное исследование характеристик переходных процессов при динамическом изменении скорости вращения штативов ускорителей, в частности разгонов и торможений, и были сделаны следующие заключения [92, 93]:

1. Все ускорители имеют свои индивидуальные режимы разгона на заданные скорости вращения и разные режимы в зависимости от величины угла начала разгона.

2. Во всех случаях поглощенная доза в секторе вращения увеличивается по сравнению с расчетной на начальных углах секторов, что сказывается на результирующих распределениях дозы в этих секторах.

3. Необходимо более глубокое исследование характеристик радиационных пучков линейных ускорителей, в частности изучение поведения мощности дозы в первые моменты после включения излучения и после изменения ее величины в ходе облучения.

4. Необходимо оценить влияние переходных характеристик ускорителей на результирующие распределения дозы при ротационных режимах облучения пациентов в режимах VMAT и Rapid Arc.

5. Исследование переходных характеристик систем медицинского ускорителя представляет собой важное направление с точки зрения контроля качества работы аппарата в целом при применении высокотехнологичных подвижных методов облучения онкологических пациентов.

Похожие проблемы имеют место на всех медицинских ускорителях, на которых применяются подвижные методики облучения пациентов [94, 95]. Решаться эти проблемы должны с учетом конструктивных особенностей аппаратов.

4.7. Контроль качества систем EPID

Современные коммерческие системы регистрации порталных изображений EPID (Electronic Portal Image Detector) представляют собой плоскостные детекторы на базе аморфного кремния с разрешением от 512×512 до 2048×1536 точек. Они предназначены для контроля качества облучения пучками фотонов, прошедших через облучаемый объект, проверки правильности воспроизведения геометрических условий облучения, положения пациента на терапевтическом столе, а также порталной дозиметрии. Системы EPID применяются при проведении облучения по методикам IGRT и IMRT. В современной литературе приводится информация об использовании EPID не только для верификации положения пациента перед облучением и во время его проведения, но и как инструмента для осуществления рутинного контроля качества линейного ускорителя, а также для проведения как относительных, так и абсолютных дозиметрических измерений [96–98]. Детектор широко применяется для комплексного контроля качества облучения по методикам IMRT (в частности, для верификации плана облучения пациента) и верификации механического изоцентра вращения штатива ускорителя (тест Winston–Lutz) для SRS и SRT.

В связи с вышеизложенным механические и дозиметрические параметры системы регистрации порталных изображений должны подвергаться периодическому контролю в рамках программы гарантии качества.

Механические параметры:

точность установки положения EPID (вертикальное, латеральное и продольное);

точность положения EPID во время ротации штатива ускорителя (соответствие запланированного положения реализованному);

работоспособность системы защиты от столкновений;

точность позиционирования изоцентра EPID относительно радиационного изоцентра линейного ускорителя.

Дозиметрические параметры:
низкоконтрастное разрешение EPID;
геометрическая разрешающая способность EPID;
линейность ответа детекторов EPID в зависимости от дозы облучения.

Для ускорительных систем спирального облучения (“Tomotherapy”, “VERO”) проверки параметров систем EPID необходимо проводить с учетом конструктивных особенностей оборудования, а также с учетом того, что с использованием этих систем проводится КТ в терапевтическом пучке ускорителей.

4.8. Контроль качества систем рентгеновского контроля, установленных на штативах ускорителей

Навесной рентген-аппарат (“OBI”, “XVI”) представляет собой закрепленную на штативе ускорителя систему, состоящую из рентгеновской трубки и плоскопанельного детектора на базе аморфного кремния, которая предназначена для верификации положения пациента на лечебном столе непосредственно перед началом сеанса облучения и в процессе его проведения. Применяется при проведении облучения по методикам IGRT.

Навесной рентген-аппарат может работать в трех режимах: рентгенографии (производства снимков), флюороскопии (визуального контроля изображений) и томографии в коническом рентгеновском пучке (“Cone Beam CT”) [99]. Флюороскопический режим применяется для визуального контроля облучения 4D, синхронизированного с дыханием пациентов. Два остальных режима чаще всего применяются для контроля положения пациентов на лечебном столе перед началом сеанса лучевого лечения.

В программе контроля качества для аппаратов такого типа может быть использована следующая схема проведения контрольных мероприятий [99]:

1. Ежедневная утренняя процедура контроля качества системы, которая проводится во время прогрева ускорителя перед началом клинического процесса:

рентгеновское излучение не должно включаться при открытой двери в процедурное помещение;

при включении рентгеновского излучения должна работать световая сигнализация («Не входить»);

при включении рентгеновского излучения должна работать звуковая индикация;

проверка функционирования индикации столкновений;

проверка дистанционного и ручного управления движением устройств позиционирования рентгеновского излучателя и детектора;

прогрев рентгеновской трубки в течение не менее 20 с;

получение тестового снимка в режиме 75 кВ, 50 мА и 20 мс;

проверка передачи данных из сети в управляющие станции рентгеновского аппарата и ускорителя.

2. Ежедневные процедуры проверки характеристик рентгеновского аппарата перед проведением облучения с использованием любой из методик IGRT (однократно):

линейная точность позиционирования детектора;

качество получаемых рентгеновских изображений (достаточное для распознавания структур внутри тела пациента и тестовых слоев фантома, используемого для контроля качества);

стабильность и точность установки расстояний между изоцентром и источником (детектором) рентгеновского излучения.

3. Ежемесячные процедуры проверки характеристик рентгеновского аппарата для всех режимов получения рентгеновских изображений:

изоцентр рентгеновского пучка должен совпадать с изоцентром терапевтического пучка с точностью до 1 мм;

стабильность изоцентра рентгеновского пучка при вращении штатива ускорителя;

точность позиционирования диафрагм излучателя рентгеновского аппарата;

точность перепозиционирования лечебного стола при проведении процедур верификации положения пациента;

корректность функционирования системы реконструкции КТ-изображений, если используется трехмерная визуализация с применением изображений КТ в коническом пучке.

Для ускорительных систем “Cyber Knife” и “VERO” программа гарантии качества систем рентгеновского контроля должна учитывать конструктивные особенности этих систем (смонтированы в потолке и полу процедурного помещения).

ВИДЫ ВЕРИФИКАЦИОННЫХ МЕРОПРИЯТИЙ В ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

В широком понимании верификация – это проверка, проверяемость, способ подтверждения, контроль с помощью доказательств каких-либо теоретических положений, алгоритмов, программ и процедур путем их сопоставления с опытными (эталонными или эмпирическими) данными, алгоритмами и программами.

В лучевой терапии верификация – независимая комплексная проверка, подтверждающая соответствие дозового распределения, доставленного к мишени внутри тела пациента, запланированному распределению с погрешностью результата облучения, не превышающей заданную величину критерия приемлемости. Условно можно выделить три большие группы верификационных мероприятий:

- верификация расчета дозового распределения;
- верификация доставки дозового распределения;
- верификация положения пациента во время облучения.

Каждая из этих составляющих очень важна, и только при проведении мероприятий по всем трем направлениям можно достигнуть надлежащего качества проведения процедур облучения пациентов.

5.1. Верификация расчета дозового распределения

Процесс ввода в эксплуатацию компьютерной системы планирования облучения (КСПО) начинается с измерения дозиметрических параметров радиационного пучка линейного ускорителя для всех энергий и видов излучения, им-

порта измеренных данных в соответствующие алгоритмы расчета дозового распределения [100, 101]. Следующим шагом является верификация соответствия результатов расчета дозового распределения с использованием каждого из алгоритмов для тестовых планов облучения измеренным дозиметрическим данным. По ее результатам определяются возможность клинического использования КСПО и ограничения алгоритмов расчета дозового распределения. В процессе клинической эксплуатации КСПО для обеспечения высокого качества проводимой лучевой терапии и с целью исключения человеческого фактора во время планирования облучения необходимо помимо стандартных процедур контроля качества выполнять независимую верификацию расчета количества мониторинжных единиц.

Предпосылками проведения верификации расчета дозового распределения являются:

- наличие расхождений между расчетными и экспериментально измеренными значениями дозы;

- необходимость проверки соответствия результатов расчета распределений дозы в КСПО измеренным данным в пределах величины критериев приемлемости;

- возможность определения качества процедуры введения в эксплуатацию линейного ускорителя.

Величина расхождения между расчетными и экспериментально измеренными значениями поглощенной дозы является своего рода оценкой качества расчета дозового распределения и может быть выражена в процентном соотношении для локально измеренного значения поглощенной дозы в опорной точке облучаемой среды. Величина расхождения определяется по формуле

$$\delta = 100 \frac{(D_{\text{calc}} - D_{\text{meas}})}{D_{\text{meas}}}, \quad (5.1)$$

где δ – величина расхождения между расчетными и экспериментально измеренными значениями, %; D_{calc} – расчи-

танное значение дозы в опорной точке; D_{meas} – значение дозы в опорной точке, измеренное экспериментально.

Для получения полной картины корректности результатов расчета дозового распределения для алгоритмов КСПО необходимо проведение верификации точечной дозы при облучении линейным ускорителем, как минимум, для следующих форм полей: квадратных, прямоугольных, несимметричных, формируемых при помощи МПД, с использованием теневых блоков, клиновидных фильтров и нестандартного РИП. Кроме того, может быть проведена проверка алгоритма учета гетерогенности.

В отчете МАГАТЭ TRS 430 предложены следующие критерии приемлемости при проведении верификации [100] (табл. 5.1).

Т а б л и ц а 5.1. Критерии приемлемости при проведении верификации

Поля	Абсолютная доза в точке нормировки, %	Центральная ось пучка, %	Область плато профильного распределения, %	Регион полутени, %	Область за пределами основного пучка, %	Область нарастающей дозы, %
Квадратные	0,5	1	1,5	2	2	20
Прямоугольные	0,5	1,5	2	2	2	20
Несимметричные	1	2	3	2	3	20
С использованием теневых блоков	1	2	3	2	5	50
Формируемые при помощи МПД	1	2	3	3	5	20
С использованием клиновидных фильтров	2	2	5	3	5	50
С использованием нестандартного РИП	1	1	1,5	2	2	40

Если верификационные данные включают большое количество точек оценки дозы, то выражение (5.1) не совсем корректно для определения качества расчета дозового распределения, поскольку результат для некоторого количества точек может выходить за границы доверительного интервала (величины критериев приемлемости).

В этом случае рекомендуется использовать следующую формулу:

$$\Delta = |\text{среднее отклонение}| + 1,5\text{CO},$$

где Δ – доверительный интервал; CO – среднеквадратичное отклонение.

При использовании Δ рекомендуется пользоваться значениями критериев приемлемости для верификационной выборки, приведенными в работе Н. Welleweerd и W. Van der Zee [101]. Критерии приведены в табл. 5.2.

Т а б л и ц а 5.2. Критерии соответствия для верификационной выборки

Позиция	Вид области	Простая геометрия поля (гомогенная среда), %	Сложная геометрия (клиновидные фильтры, гетерогенности, несимметричность поля), %	Более сложная геометрия (комбинации простой и сложной геометрии), %
Центральная ось пучка	Низкая доза, низкий градиент дозы	2	3	4
Область накопления на центральной оси пучка и регион полутеней профильных распределений	Высокая доза, высокий градиент дозы	10	15	15
Вне центральной оси пучка	Высокая доза, низкий градиент дозы	3	3	4
За пределами радиационного поля	Низкая доза, высокий градиент дозы	30	40	50

5.1.1. Верификация алгоритмов расчета распределений дозы

Основные цели, которые преследуются при проведении верификации алгоритмов расчета дозового распределения при облучении с использованием линейного ускорителя:

выявление и минимизация эффектов возникновения ошибок при расчете дозового распределения;

минимизация погрешностей во время клинического использования линейного ускорителя;

определение пределов возможностей модели и алгоритма расчета дозового распределения.

Необходима проверка следующих параметров вычислительной модели:

профильных распределений;

процентные глубинных распределений дозы;

точности расчета абсолютной дозы в точке нормировки; значений коэффициентов радиационного выхода.

Проверку вышеперечисленных параметров необходимо провести для следующих полей:

квадратных и прямоугольных открытых полей, сформированных вторичными диафрагмами ускорителя либо устройствами для формирования полей прямоугольной формы с размерами от минимально используемого (2×2 см) до максимально используемого (до 10×10 см включительно с шагом 2 см и с шагом 5 см для размеров полей более 10×10 см для фотонного излучения и для всех размеров стандартных аппликаторов для электронов);

квадратных и прямоугольных клиновидных полей, сформированных вторичными диафрагмами ускорителя, с размерами от минимально используемого (2×2 см) до максимально используемого (до 10×10 см включительно с шагом 2 см и с шагом 5 см для размеров полей более 10×10 см для каждого из используемых физических клиньев);

квадратных и прямоугольных открытых полей, сформированных многопластинчатой диафрагмой ускорителя, с раз-

мерами от минимально используемого (2×2 см) до максимально используемого (10×10 см включительно с шагом в 2 см и с шагом 5 см для размеров полей более 10×10 см);

ряда несимметричных полей произвольной формы и размеров, наиболее часто используемых при проведении облучения различных локализаций.

Алгоритм проведения верификационных мероприятий для модели расчета дозового распределения приведен в табл. 5.3.

Т а б л и ц а 5.3. Верификация алгоритмов расчета распределений дозы

Цель	Описание этапа
Создание верификационного плана	Создается план облучения с реперными параметрами, подлежащими проверке
Получение измеренных данных	План пересылается на линейный ускоритель, проверяется корректность параметров облучения, проводится установка верификационной дозиметрической системы, проводится облучение дозиметрической системы в соответствии с верификационным планом
Проверка расчетов компьютерной системы планирования	Измеренные данные импортируются в КСПО или рассчитанные данные вместе с измеренными импортируются в стороннее программное обеспечение, проводится сравнение результатов и определяется погрешность в расчетах КСПО
Анализ и определение результата верификации	Проводится поэтапный анализ полученных отклонений и погрешностей. С помощью доверительного интервала определяется возможность и приемлемость использования алгоритма и модели расчета дозового распределения и ограничения в их использовании

Современные коммерческие КСПО в большинстве случаев имеют встроенные системы анализа верификационных данных, которые определяют соответствие измеренных величин рассчитанным с использованием различных параметров гамма-индексирования.

5.1.2. Верификация расчета количества мониторных единиц для индивидуального плана облучения пациента

Верификация расчета количества мониторных единиц выполняется либо вручную, либо с использованием специализированного программного обеспечения.

Для расчета количества мониторных единиц должны быть приняты во внимание следующие параметры плана облучения:

- энергия пучка излучения;
- размер поля облучения и размер эквивалентного квадратного поля;
- техника расчета;
- предписанная доза;
- внеосевой корректирующий фактор;
- коэффициент ослабления клиновидного фильтра;
- тип и толщина теневого блока;
- TMR (отношение фантом–максимум ионизации), PDD (глубинная процентная доза), S_c (рассеяние от коллиматора) и S_p (рассеяние в фантоме);
- глубина залегания и размер мишени.

Энергия облучения – один из важных факторов для расчета количества мониторных единиц. Чем выше энергия, тем глубже залегает максимум дозы.

Размер поля облучения и размер эквивалентного квадратного поля. Размер поля облучения – один из наиболее важных параметров в дозиметрическом планировании, в первую очередь из-за энергии рассеянной составляющей пучка, которая сильно изменяется при изменении размеров поля облучения. При расчете количества мониторных единиц размер эквивалентного квадратного поля требуется для определения факторов TPR , PDD , S_c , S_p и т. д.

Размер стороны эквивалентного квадратного поля облучения определяется при помощи следующего выражения:

$$r_{eq} = \frac{2ab}{(a+b)},$$

где r_{eq} – размер стороны эквивалентного квадратного поля облучения; a – размер поля облучения в продольной плоскости; b – размер поля облучения в поперечной плоскости.

Размер поля облучения на глубине залегания мишени будет больше, чем на поверхности, и может быть вычислен по формуле

$$r_d = \frac{r_{eq}(SSD + d)}{SSD},$$

где r_d – размер поля облучения на глубине залегания мишени; r_{eq} – размер стороны эквивалентного квадрата поля облучения на поверхности; SSD – расстояние источник–поверхность (РИП), d – глубина залегания мишени.

Техника расчета. В основном используются две техники расчета количества мониторных единиц: с использованием РИО (расстояние источник–ось), или так называемая изоцентрическая техника; с использованием РИП.

Расчет количества мониторных единиц с использованием РИО. Величина TMR выбирается исходя из параметров плана облучения. Значение мониторной единицы откалибровано на расстоянии изоцентра таким образом, что 1 ME = 1 сГр (по протоколу МАГАТЭ TRS 398 [102]). Все величины рассчитаны и нормированы на реперный размер поля (10×10 см). На реперной глубине расчет требуемого количества мониторных единиц вычисляется по формуле

$$MU = D / D_0 TMR(d, r_d) S_c(r_c) S_p(r_d) OAR(d, x) \times TFWF(d, r, x) CF(SAD \text{ factor}),$$

где MU – количество мониторных единиц, требуемое для доставки к мишени предписанной дозы; D – предписанная доза на мишень; D_0 – мощность дозы на глубине нормирования d_0 для размера опорного поля r_0 (обычно использует-

ся величина 1 сГр/МЕ); $TMR(d, r_d)$ – отношение ткань–максимум ионизации для поля, определяемого эквивалентным квадратным полем облучения, со стороной r_d на глубине d ; $S_c(r_c)$ – коэффициент радиационного выхода в воздухе для размера поля r_c , определяемого позициями пластин вторичного коллиматора; $S_p(r_d)$ – коэффициент радиационного выхода в фантоме в центре поля для размера поля r_d к дозе для опорного поля r_0 на опорной глубине d_0 для одинаковых дозовых распределений; $OAR(d, x)$ – внеосевое отношение доз, определяемое как отношение дозы на глубине d для точки, смещенной на расстояние x от центральной оси пучка, измеренное на расстоянии изоцентра, к дозе на центральной оси пучка для той же глубины залегания мишени и с использованием одинаковых параметров пучка ускорителя и коллимирующей системы; TF – ослабляющий коэффициент подвески, определяемый как отношение доз одного и того же радиационного поля с установленной подвеской и без нее; $WF(d, r, x)$ – ослабляющий коэффициент клиновидного фильтра для глубины d , размера облучаемого поля на плоскости изоцентра r для точки, смещенной от центральной плоскости пучка на расстояние x ; SAD factor – фактор РИО.

Расчет количества мониторинговых единиц с использованием РИП. Эта техника используется для расчета количества мониторинговых единиц для всех энергий фотонного излучения. Для расчета количества мониторинговых единиц применяется величина глубинной процентной дозы. Радиологическое оборудование при использовании РИП откалибровано для опорного поля размером 10×10 см. Для расчета дозы на опорной глубине используется следующая формула:

$$MU = D / D'_0 PDD_N(d, r, SSD) S_c(r_c) S_p(r) OAR(d, x) \times \\ TFWF(d, r, x) CF(SSD \text{ factor}),$$

где MU – количество мониторинговых единиц, требуемое для доставки к мишени предписанной дозы; D – предписанная доза на мишень; D'_0 – мощность дозы на глубине нормиро-

вания d_0 для размера опорного поля r_0 (обычно используется величина 1 сГр/МЕ); $PDD_N(d, r, SSD)$ – процентная глубинная доза, определяемая как отношение величины дозы на глубине d к величине дозы в опорной точке d_0 в воде для поля размером r и расстоянием источник–поверхность SSD ; $S_c(r_c)$ – коэффициент радиационного выхода в воздухе для размера поля r_c , определяемого по формуле $r_c = r \frac{SAD}{SSD}$

(где SAD – расстояние источник–ось вращения штатива ускорителя; SSD – расстояние источник–поверхность; r – размер поля на поверхности); $S_p(r)$ – коэффициент радиационного выхода в фантоме в центре поля для размера поля r к дозе для опорного поля r_0 на опорной глубине d_0 для одинаковых дозовых распределений; $OAR(d, x)$ – внеосевое отношение доз, определяемое как отношение дозы на глубине d для точки, смещенной на расстояние x от центральной оси пучка, измеренное на расстоянии изоцентра, к дозе на центральной оси пучка для той же глубины залегания мишени и с использованием одинаковых параметров пучка ускорителя и коллимирующей системы; TF – ослабляющий коэффициент подвески, определяемый как соотношение доз одного и того же радиационного поля с установленной подвеской и без нее; $WF(d, r, x)$ – ослабляющий коэффициент клиновидного фильтра для глубины d , размера облучаемого поля на плоскости изоцентра r для точки, смещенной от центральной плоскости пучка на расстояние x ; SSD factor – фактор РИП.

Предписанная доза. Радиационный онколог рассчитывает дозу, которую требуется доставить к мишени для получения необходимого клинического эффекта. Для этого должно быть отпущено определенное количество мониторных единиц. Во время расчета дозового распределения физик может изменять нормирование дозы в лечебном плане, что скажется на конечном количестве отпускаемых мониторных единиц.

Внеосевой корректирующий фактор. Внеосевой корректирующий фактор имеет немаловажное значение при

расчете количества мониторных единиц. Он используется для расчета дозы, когда точка расчета находится не на центральной оси пучка излучения.

Ослабляющий коэффициент клиновидного фильтра. Этот фактор применяется только тогда, когда при облучении используются клиновидные фильтры. Он также показывает ориентацию клиновидного фильтра. Каждый фильтр имеет толстый и тонкий концы и, соответственно, различный коэффициент пропускания, изменяющийся в зависимости от толщины фильтра.

Отношение ткань–максимум ионизации OTM (TMR). OTM – это отношение дозы в данной точке в фантоме к дозе в опорной точке максимума дозы. Глубина рассчитанной дозы должна находиться не в области накопления заряда, а несколько глубже уровня залегания максимума дозы. OTM основано на предположении, что вклад рассеянной компоненты излучения в поглощенную дозу в точке зависит не от расхождения пучка, а только от размера поля в этой точке на глубине в веществе. Для многих систем планирования OTM является параметром, необходимым для проведения расчетов дозового распределения. OTM может быть измерено при помощи трехмерного анализатора дозового поля или вручную, путем заглубления детектора и одновременного поднятия на эту же величину поверхности воды для каждого последовательного измерения. Самым простым способом расчета OTM является его вычисление с использованием значения ПГД по формуле

$$TMR(d, r_d) = \frac{PDD(d, r_s, f)}{100} \left(\frac{f + d}{f + d_{\max}} \right)^2 \left(\frac{S_p(r_m)}{S_p(r_d)} \right),$$

где $f = \text{ПИП (SSD)}$ – расстояние источник–поверхность; d – глубина определения OTM; d_{\max} – глубина залегания максимума дозы; $S_p(r_d)$ – коэффициент радиационного выхода в фантоме в центре поля для размера поля r_d (на глубине $f + d$) к дозе для опорного поля r_0 на опорной глубине d_0

для одинаковых дозовых распределений; $S_p(r_m)$ – коэффициент радиационного выхода в фантоме в центре поля для размера поля r_m (на глубине $f + d_{\max}$) к дозе для опорного поля r_0 на опорной глубине d_0 для одинаковых дозовых распределений.

Процентная глубинная доза ПГД (PDD). Когда пучок входит в фантом или в другую среду, поглощенная доза падает с увеличением глубины измерения после глубины максимума (d_{\max}). До этой глубины находится область накопления заряда, где поглощенная доза возрастает с глубиной и достигает максимума в d_{\max} . Крутизна кривой глубинной процентной дозы за максимумом зависит от различных факторов, таких как энергия излучения, размер поля, расстояние от источника до коллимирующей системы. Таким образом, при расчете количества мониторных единиц необходимо обращать внимание на эти параметры, так как от них зависит величина ПГД в точке расчета.

Количественное значение ПГД определяется процентным соотношением между значением дозы в точке расчета и значением дозы на глубине максимума на центральной оси пучка по формуле

$$PDD = \frac{D_d}{D_{\max}} \cdot 100\%,$$

где PDD (ПГД) – процентная глубинная доза; D_d – доза в точке расчета; D_{\max} – доза на глубине максимума.

Фактор расстояния источник–поверхность РИП (SSD) и фактор расстояния источник–ось РИО (SAD). Значение дозы фотонного излучения, полученного из точечного источника, изменяется обратно пропорционально квадрату расстояния от источника. ПГД увеличивается при увеличении РИП также по закону обратных квадратов. Хотя фактическое значение дозы в точке уменьшается с увеличением расстояния от источника, ПГД, которая является относительной дозой по отношению к точке расчета, увели-

чивается с увеличением РИП. В клинической лучевой терапии РИП является очень важным параметром. Поскольку ПГД определяет, какое количество дозы будет доставлено на глубину по отношению к поверхностной дозе или D_{\max} , РИП должно быть настолько большим, насколько это возможно. Поскольку мощность дозы быстро уменьшается с увеличением РИП, необходимо искать компромисс между требуемой мощностью дозы и ПГД.

Фактор РИП определяется по формуле

$$SSD \text{ factor} = \left(\frac{SCD}{SSD + r_0} \right)^2,$$

где SCD – расстояние источник–точка калибровки; SSD – расстояние источник–поверхность; r_0 – глубина опорной точки.

Фактор РИО, который с клинической точки зрения также является очень важной величиной, рассчитывается с использованием точки d_{\max} для данной энергии пучка и точки, в которой была проведена калибровка пучка, по формуле

$$SAD \text{ factor} = \left(\frac{SCD}{SAD} \right)^2,$$

где SCD – расстояние источник–точка калибровки; SAD – расстояние источник–ось вращения.

Факторы рассеяния. S_p – фактор рассеяния в фантоме. В современных КСПО обычно разделяют коэффициенты радиационного выхода S_{cp} на две составляющие. Первая из них – S_c – фактор рассеяния в коллиматоре, вторая – S_p – фактор рассеяния в фантоме. Стандартный метод определения S_p предполагает прямое измерение S_{cp} и S_c и деление первого на второе. Деление S_{cp} на S_c и S_p очень важно для независимого расчета дозы и количества мониторинговых единиц.

S_c – фактор рассеяния в коллиматоре (или, как его часто называют, коэффициент радиационного выхода) может быть измерен при помощи ионизационной камеры. Вычисляется как отношение ионизации в воздухе для установлен-

ного размера поля к ионизации в тех же условиях для опорного поля. Обычно измеряется на расстоянии источник–ось вращения.

Глубина залегания мишени и размер поля облучения. Размер поля увеличивается с увеличением глубины залегания мишени. Поэтому фактор для ОТМ с изменением глубины залегания и величины размера поля облучения также изменится. Размер поля на поверхности не используется для определения ПГД и ОТМ, для расчета этих величин необходимо определить размер поля на расчетной глубине (глубине залегания мишени) по формуле

$$r_d = r \left(\frac{f + d}{f} \right),$$

где r_d – размер поля на расчетной глубине; f – РИП; d – расчетная глубина; r – размер поля на поверхности.

Поля облучения электронами. Для расчета количества мониторных единиц для полей облучения электронами прямоугольной формы в большинстве случаев используется формула

$$MU = \frac{D}{D'_0 S_e(r_a, r)},$$

где MU – количество мониторных единиц, требуемое для доставки к мишени предписанной дозы; D – предписанная доза на мишень; D'_0 – мощность дозы на глубине нормализации d_0 для размера опорного поля d_0 . Обычно используется величина 1 сГр/МЕ; $S_e(r_a, r)$ – относительная величина дозы в фантоме для поля размером r при использовании аппликатора с размером стороны r_a на глубине d_0 (обычно близкой к глубине максимума), нормированная к величине дозы для опорного поля с использованием опорного аппликатора на стандартном РИП.

Коммерческое программное обеспечение. Следует отметить, что в лучевой терапии существует целый ряд до-

ступных коммерческих компьютерных программ и систем для проведения независимого расчета количества мониторинговых единиц. Для произведения расчета необходимо импортировать в них технические и дозиметрические данные пучков излучения ускорителей, измеренные в трехмерном анализаторе поля. В дальнейшем эти данные будут использоваться при расчете поглощенной дозы (количества мониторинговых единиц). Это программное обеспечение является упрощенной версией КСПО с ограниченной функциональностью (отсутствует оконтуривание мишени и органов, портальная дозиметрия и т. п.). Современные компьютерные программы для проведения независимого расчета количества мониторинговых единиц в большинстве случаев могут быть использованы для верификации количества мониторинговых единиц в планах облучения по методикам IMRT и VMAT.

К наиболее распространенным программам, позволяющим проводить автоматический независимый расчет количества мониторинговых единиц, можно отнести следующие приложения: “IMSURE QA” компании “Standard Imaging Inc.” [103], “Rad Calc” компании “LSI” [104], “DIAMOND” компании “PTW-Freiburg” [105].

5.2. Верификация доставки дозового распределения

5.2.1. In vivo дозиметрия

В современной лучевой терапии для обеспечения точности доставки требуемого дозового распределения проводится большое количество проверок и тестов различных составляющих процесса. Исследуются и контролируются причины возникновения ошибок во время процесса планирования облучения, процесса передачи данных внутри онкологической информационной системы, а также во время проведения процедур симуляции и непосредственно облучения. Существуют протоколы контроля качества для всего спектра радиотерапевтического оборудования. В таком случае возникает вопрос: необходима ли независимая комплексная проверка конечного результирующего распре-

деления дозы? *In vivo* дозиметрия дает возможность осуществить такую проверку для конкретных точек в конкретных условиях облучения для каждого из полей облучения в отдельности или для плана облучения в целом. Только *in vivo* дозиметрия позволяет провести измерение дозы облучения, полученной пациентами, непосредственно во время облучения, а не до или после него с использованием фантома, принимаемого за тело пациента. При *in vivo* измерениях нет необходимости помещать детектор внутрь тела облучаемого объекта, его можно разместить на коже вблизи органа и оценить поглощенную дозу, полученную этим органом. В этом случае показания детектора должны быть скорректированы с помощью хорошо известных соотношений между дозами в месте расположения детектора и в точке оценки значения поглощенной дозы.

В ряде публикаций, посвященных *in vivo* дозиметрии [106–109], значительное количество возможных ошибок при облучении, которые могут быть не замечены при проведении других процедур контроля качества, определяется путем независимого расчета мониторинговых единиц либо других измерений перед проведением облучения, а кроме того, в них излагается, каким образом *in vivo* измерения могут предотвратить серьезное переоблучение пациента.

Более того, при проведении специальных процедур облучения, таких как тотальное облучение тела пациента фотонами и тотальное облучение кожи электронами, для определения реального дозового распределения в объеме жизненно важных органов *in vivo* измерения представляются единственно возможными. Для этих процедур КСПО зачастую не может корректно рассчитать дозовое распределение, и только на основании *in vivo* измерений можно определить, нуждаются ли отдельные ткани тела в дополнительной защите.

Таким образом, можно утверждать, что *in vivo* дозиметрия должна применяться в дистанционной лучевой терапии для выявления серьезных ошибок или погрешностей между запланированной и доставленной дозой, для записи, полученной пациентом дозы, а также для оценки того, со-

ответствует ли комплексная программа контроля качества общеевропейским рекомендациям.

In vivo детекторы могут быть разделены на две категории: детекторы, позволяющие получить результат в реальном времени; детекторы, требующие дополнительной обработки для получения результата.

Оба типа детекторов нуждаются в предварительной калибровке, обычно заключающейся в кросс-калибровке их дозового ответа относительно ответа аттестованной ионизационной камеры при проведении облучения опорным радиационным полем. Дозовый ответ большинства таких детекторов зависит от энергии облучения, мощности дозы и, таким образом, требует применения корректирующих коэффициентов для получения значений, соответствующих реальным условиям облучения. Корректирующие коэффициенты необходимо определить также для различных размеров полей облучения, различных расстояний источник–детектор, температуры среды, давления воздуха и положения детектора относительно направления падения пучка излучения. Следует учесть, что наличие колпачка на ионизационной камере влияет на величину корректирующих коэффициентов. Однако коррекции на отклонение условий облучения от опорных при использовании коммерческих детекторов иногда могут быть проигнорированы, что увеличивает погрешность при получении результата. Стоит отметить, что ряд детекторов могут быть использованы и как детектор, позволяющий получить результат в реальном времени, и как детектор, требующий дополнительной обработки для получения результатов.

К детекторам, позволяющим получить результат в реальном времени, относятся диодные детекторы, полевые транзисторы, использующие МОП-эффект, и порталые устройства визуализации. Самыми распространенными детекторами этого типа для *in vivo* дозиметрии являются диодные.

К детекторам, требующим дополнительной обработки для получения результатов, относятся термолюминесцентные дозиметры (ТЛД), оптически стимулируемые люмине-

сцентные дозиметры (ОСЛД), радиофотолуминесцентные дозиметры, вживляемые полевые транзисторы, использующие МОП-эффект, и дозиметрическая пленка. Применение этого типа детекторов при измерении не дает быстрого видимого результата, а требует дополнительной обработки для его интерпретации – от нескольких минут до нескольких часов. Первые четыре вида детекторов используются только для точечных измерений, в то время как с помощью дозиметрической пленки можно проводить и двухмерный анализ.

Сводные характеристики детекторов, используемых для проведения *in vivo* измерений в дистанционной лучевой терапии, представлены в табл. 5.4. Достоинства и недостатки всех вышеперечисленных типов детекторов для *in vivo* дозиметрии приведены в табл. 5.5.

Т а б л и ц а 5.4. Сводные характеристики *in vivo* детекторов

Параметр	Диоды	МОП-транзисторы	ТЛД	ОСЛД	Вид дозиметрической пленки		EPID
					Радиографическая	Радио-хромная	
Определение дозы	+	–	+	+	–	–	+
Накопление дозы	–	–	–	0	Нет данных	Нет данных	–
Зависимость показаний:							
от мощности дозы	–	–	+	+	+	+	+
от энергии пучка	–	–	–	–	0	0	–
от РИП	–	–	+	+	+	+	+
от размера поля	–	–	+	+	–	+	–
Линейность	+	+	–	–	–	–	+
Воспроизводимость	+	–	–	–	–	–	+
Ориентация	–	–	+	+	+	–	+
Температура	–	–	+	+	+	–	+
Задержка считывания	+	+	0	–	–	0	+
Мешает укладке пациента	–	–	–	–	–	–	+
Корректирующие коэффициенты	0	0	–	–	–	–	0
Погрешность в оценке дозы, %	1,5–3	2–5	2–3	2–3	3	3	1,5–3

**Т а б л и ц а 5.5. Достоинства и недостатки детекторов
для *in vivo* дозиметрии**

Вид детектора	Достоинства	Недостатки
Диод	Хорошая воспроизводи- мость результатов, бы- стрый ответ	Громоздкая процедура ка- либровки, большое коли- чество коррекций, нали- чие кабеля
МОП-транзистор	Мгновенное считывание, хорошая долговременная стабильность	Ограниченный период ис- пользования, высокая цена
ТЛД	Отсутствие кабелей, воз- можность многократного использования после об- нуления, небольшое коли- чество коррекций	Трудоемкость процесса, не- обходимость в специаль- ном оборудовании для от- жига
ОСЛД	Отсутствие кабелей, воз- можность повторного ис- пользования	Ограниченный период ис- пользования, зависимость от набранной дозы, необ- ходимость в специальном оборудовании
Радиографическая пленка	Возможность получения двухмерного дозового рас- пределения, хорошее раз- решение, быстрое облу- чение, наличие различ- ных форм	Светочувствительность, не- обходимость в оборудова- нии для проявки и в спе- циальном оборудовании для сканирования
Радиохромная пленка	Возможность получения двухмерного дозового рас- пределения, нечувстви- тельность к свету, нали- чие различных форм	Высокая цена, необходи- мость в специальном обо- рудовании для сканирова- ния, строгий протокол считывания результатов
EPID	Возможность получения двухмерного и трехмер- ного дозового распреде- ления, хорошее разреше- ние, быстрое считывание результата	Высокая цена

После проведения калибровочных процедур для детекторов и определения всех корректирующих коэффициентов, необходимых для их применения в условиях облучения, следует провести ряд дополнительных процедур. Они выполняются перед тем, как система для проведения *in vivo*

дозиметрии будет готова к клиническому применению, и результаты, полученные с ее помощью, можно будет использовать для оценки планов облучения.

Во-первых, система для проведения *in vivo* дозиметрии должна быть протестирована на фантомах в условиях облучения, наиболее приближенных к реальным.

Во-вторых, необходимы разработка, проверка и внедрение клинических протоколов для проведения *in vivo* измерений. Они должны включать в себя следующую информацию:

вид, расположение и количество используемых при измерениях детекторов;

критерии приемлемости результатов измерений;

вид и форма отражения результатов измерений.

Типовой протокол отражения результатов *in vivo* измерений может выглядеть следующим образом:

ПРОТОКОЛ

проведения *in vivo* измерений

Учреждение РНПЦ ОМР им. Н. Н. Александрова

Дата _____

Аппарат лучевой терапии ускоритель “Clinac 2300C/D”

Вид излучения/энергия _____

Дозиметр “VIVODOS T10018–0095”

Пациент _____

Поле	Запланированная доза, Gy	Измеренная доза, Gy	Отклонение, %	Комментарий
1-е				
...				
n-е				

Инженер-планировщик _____

Врач – радиационный онколог _____

В-третьих, специалисты, участвующие в программе проведения *in vivo* дозиметрии, должны пройти всю необходимую подготовку и обучение, их должностные обязанности должны быть строго определены.

О результатах *in vivo* дозиметрии необходимо постоянно докладывать медицинскому и техническому персоналу, отвечающему за качество проведения облучения пациента. Все несоответствия между запланированной и доставленной дозой следует немедленно выявлять и устранять, что требует хорошо скоординированных действий всего персонала радиотерапевтического отделения.

В настоящее время имеется большой выбор коммерчески доступных детекторов и программного обеспечения для *in vivo* дозиметрии любого из перечисленных выше видов облучения [110–112].

Таким образом, основное назначение *in vivo* дозиметрии – дать общую оценку точности доставки дозы во время радиотерапевтической процедуры.

Среди специалистов в области лучевой терапии пока нет единого мнения насчет эффективности внедрения программы *in vivo* дозиметрии в клиническую практику в онкологических учреждениях ввиду ее высокой стоимости и большой нагрузки на персонал. Тем не менее, рациональность применения *in vivo* дозиметрии выражается в проведении независимой верификации процедуры облучения каждого пациента.

5.2.2. Особенности верификации планов облучения пациентов по методикам лучевой терапии с модулированной интенсивностью

Верификация лечебного плана при проведении облучения по методикам IMRT и VMAT является неотъемлемой частью программы контроля качества и не может быть исключена из нее.

Процедура верификации лечебного плана пациента с объемной модуляцией интенсивности дозы должна предшествовать началу курса облучения каждого пациента (первой укладке) и может быть проведена с использованием

интегрированного в линейный ускоритель детектора ионизирующего излучения EPID, либо двухмерного матричного анализатора поля, либо дозиметрической пленки.

Использование EPID для верификации планов IMRT и VMAT возможно только при наличии программного обеспечения с возможностью использования алгоритма портальной дозиметрии GLAaS [113, 114] либо стороннего платного программного обеспечения [115].

Типовая процедура подготовки к верификации IMRT плана облучения пациента и непосредственно верификации с использованием EPID для линейных ускорителей компании “Varian” выглядит следующим образом:

- 1) создание верификационного плана облучения для EPID из лечебного плана облучения в планирующей системе “Eclipse” с использованием алгоритма предсказания портальной дозы (PDIP);

- 2) одобрение верификационного плана для облучения физиком или дозиметристом, ответственным за процесс верификации;

- 3) облучение согласно верификационному плану на линейном ускорителе;

- 4) сравнение рассчитанных и полученных дозовых распределений в специальном приложении КСПО “Eclipse”.

Основным методом оценки служит гамма-индексирование (процент точек с гамма-индексом более 1 при различных значениях параметров индексации). Проводится также сравнение профильных распределений дозы и значений доз в отдельных точках. Производителями рекомендованы следующие параметры индексации при проведении оценки планов облучения с использованием EPID:

расхождение в абсолютном значении дозы (dose difference) – 4 % (6 % для стереотаксического облучения);

расхождение в расстоянии между точками с одинаковыми значениями дозы (distance to agreement) – 4 мм (3 мм для стереотаксического облучения);

критерий приемлемости результата верификации – менее 1 % количества точек с гамма-индексом более 1 по отношению к общему числу точек оценки плана.

Типовой протокол проведения верификации плана облучения по методике IMRT (VMAT) с использованием изображений, полученных с помощью EPID, может быть представлен в следующем виде:

ПРОТОКОЛ

проведения верификации плана облучения
по методике IMRT (VMAT)

с использованием изображений, полученных с EPID

Ф. И. О. пациента _____

Номер амбулаторной карты _____

Локализация объема облучения _____

Диагноз _____

Критерии при определении гамма-индекса _____

Верификацию провел(а)

Ф. И. О. _____

Дата _____

Подпись _____

Поле	Максимальное значение гамма-индекса	Среднее значение гамма-индекса	Площадь со значениями гамма-индекса более 1	Комментарий
1-е				
...				
n-е				

При обнаружении серьезных расхождений между запланированным и доставленным распределениями дозы производится верификация с использованием матричного анализатора “2D Agra” или дозиметрической пленки.

Верификация с использованием дозиметрической пленки. Верификация с использованием дозиметрической пленки обеспечивает максимальную разрешающую способность полученных результатов, однако процедура перевода полученных значений в абсолютную дозу сложна,

длительна и дорогостояща, что обусловлено необходимостью закупки большого количества достаточно дорогой радиографической пленки и ее проявки, закупки прецизионного денситометра и его калибровки. Качество полученной дозиметрической информации сильно зависит также от стабильности свойств проявителя, наличия темной комнаты и возможности корректировки артефактов, полученных при использовании проявочной машины. При использовании радиохромной пленки для получения результатов не требуется проявка, однако такая пленка имеет еще более высокую стоимость, а для чтения с нее результатов измерений требуется специальный сканер изображений.

Типовая процедура подготовки к верификации IMRT плана облучения пациента и непосредственно верификации с использованием дозиметрической пленки для линейных ускорителей компании “Varian” выглядит следующим образом:

- создание верификационного плана для твердотельного гомогенного водозквивалентного фантома в планирующей системе;

- одобрение физиком или дозиметристом, ответственным за процесс верификации, верификационного плана для облучения;

- установка в фантоме в плоскости рассчитанного дозового поля конверта с дозиметрической пленкой типа “X-OmatV” или аналогичного типа либо радиохромной пленки без конверта;

- расположение сверху над пленкой слоя из водозквивалентного материала такой толщины, чтобы пленка находилась глубже залегания максимума ионизации для данной энергии облучения, снизу – слоя из водозквивалентного материала, достаточного для устранения влияния обратного рассеяния;

- проведение облучения согласно верификационному плану на линейном ускорителе;

- обработка пленки для получения результата в единицах абсолютной дозы;

сравнение рассчитанных и полученных дозовых распределений при помощи специального программного обеспечения.

Основным методом оценки служит гамма-индексирование (процент точек с гамма-индексом более 1 при различных значениях параметров индексации).

Для получения абсолютных значений доз в различных точках верификационного плана по уровню почернения пленки (данного типа) необходимо иметь калибровочную кривую. Для получения такой зависимости конверт с пленкой либо радиохромная пленка без конверта облучается 1 IMRT-полем или 8 статическими, создающими 8 областей с разными заданными уровнями величины дозы. После проявки и сканирования калибровочной пленки полученное изображение передается в специальное программное обеспечение. В нем для каждой из 8 областей определяются численные значения уровней почернения пленки. Каждому из этих значений соответствует известное (заданное) значение поглощенной дозы. Полученная зависимость (калибровочная кривая) используется для обработки верификационной дозиметрической пленки и получения результата в единицах абсолютной дозы. С использованием рентгеновской пленки можно провести не только field-by-field (каждое поле верифицируется в отдельности) верификацию, но и композитную верификацию, когда план облучения оценивается и верифицируется целиком.

Американской ассоциацией медицинских физиков рекомендованы следующие параметры индексации для проведения оценки планов облучения [116]:

расхождение в абсолютном значении дозы (dose difference) – 3 % (5 % для стереотаксического облучения);

расхождение в расстоянии между точками с одинаковыми значениями дозы (distance to agreement) – 3 мм (2 мм для стереотаксического облучения);

критерий приемлемости результата верификации – площадь точек с гамма-индексом более 1 по отношению к общему числу точек оценки плана <10 %.

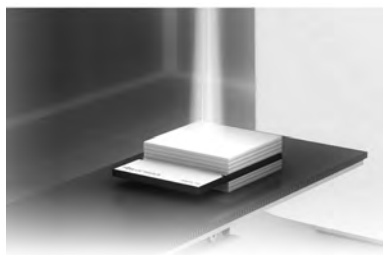


Рис. 5.1. Внешний вид типового дозиметрического верификационного фантома

Верификация с использованием дву- или трехмерных матричных анализаторов поля. В настоящее время наиболее распространена процедура верификации планов облучения по методикам лучевой терапии с модулированной интенсивностью с использованием дву- или

трехмерных матричных анализаторов поля. Процедура верификации плана облучения пациента начинается с перерасчета дозового распределения либо плана облучения целиком либо для каждого поля (сектора) облучения в отдельности на объем трехмерной реконструкции дозиметрического верификационного фантома. В дальнейшем двухмерное представление комплексного дозового распределения экспортируется из системы планирования облучения в формате DICOM для последующего сравнения с актуальным дозовым распределением, измеренным на линейном ускорителе до начала лучевого лечения пациента. Измерения поглощенной дозы проводятся матричным анализатором поля, входящим в состав дозиметрического верификационного фантома, изображенного на рис. 5.1.

Для измерения абсолютных значений поглощенной дозы необходимо проведение абсолютной калибровки дозового ответа каждого из детекторов матричного анализатора поля. Наиболее распространенным способом, позволяющим провести абсолютную калибровку матричного анализатора поля, является кросс-калибровка.

В ходе кросс-калибровки верификационный фантом облучается калибровочным полем фотонного излучения используемой энергии размером 10×10 см с известным количеством мониторинговых единиц. Облучение проводится с направления, перпендикулярного поверхности верифика-

ционного фантома (угол наклона штатива 0°). Калибровочный коэффициент K_0 находится путем сравнения полученного дозового распределения с рассчитанным планирующей системой. При проведении верификации измеренная дозовая карта корректируется с использованием этого кросс-калибровочного коэффициента по формуле

$$D_p = M_p K_0,$$

где D_p – значение дозы в произвольной точке плоскости индивидуального дозового распределения; M_p – нормализованное в дозовые единицы значение заряда, измеренного ионизационной камерой (другим детектором ионизирующего излучения) в произвольной точке плоскости индивидуального дозового распределения.

Затем производится сравнение рассчитанных и полученных распределений дозы с использованием специализированного программного обеспечения.

Кросс-калибровочный коэффициент рассчитывается по формуле

$$K_0 = \frac{D_{REF0}}{M_{REF0}}, \quad (5.2)$$

где D_{REF0} – значение дозы в центральной точке реперного поля облучения (статическое поле размером 10×10 см), рассчитанное системой планирования облучения, при проведении облучения с направления, перпендикулярного поверхности расположения плоскостного детектора ионизирующего излучения сверху; M_{REF0} – измеренное детектором значение дозы в центральной точке реперного поля облучения (статическое поле размером 10×10 см), при проведении облучения с направления, перпендикулярного поверхности расположения плоскостного детектора ионизирующего излучения сверху.

Основным методом оценки служит гамма-индексирование (проводится оценка соотношения точек с гамма-индексом менее 1 к общему количеству точек дозовой карты, подлежащих проверке, при различных значениях парамет-

ров индексации) [117]. Также осуществляется сравнение профильных распределений дозы и значений дозы в точках, имеющих важное значение для клиницистов.

Однако использование K_0 в таком виде применимо только для field-by-field верификации (каждое поле верифицируется отдельно) статического плана облучения пациента по методике IMRT, поскольку дозовые распределения для всех полей облучения должны быть получены в условиях, идентичных получению калибровочных коэффициентов, т. е. при неизменном положении штатива линейного ускорителя. Это означает, что методика кросс-калибровки не может быть использована при композитной верификации статического IMRT плана, потому что распределение дозы должно быть получено при полном соблюдении условий облучения пациента. Но именно такая композитная верификация является наиболее точной и информативной [118]. Метод не может быть применен также для верификации планов облучения пациентов по методикам секторной лучевой терапии с объемной модулированной интенсивностью. В таких случаях необходимо учитывать наличие зависимости показаний электрометра от угла прохождения излучения через детектор и невозможность учета доли облучения, поглощенного при прохождении через терапевтический стол. Если принять допущение, что при ротационном облучении при полном обороте штатива (360°) количество отпущенных мониторинговых единиц примерно одинаково, то в качестве калибровочного коэффициента может быть использован коэффициент K_{mid} , полученный при облучении калибровочными полями с двух противоположащих углов наклона штатива ускорителя с направления, перпендикулярного поверхности матричного детектора, по формуле

$$K_{\text{mid}} = \frac{K_0 + K_{180}}{2},$$

где K_0 – коэффициент, полученный при облучении с направления, перпендикулярного поверхности матричного детектора сверху (угол наклона штатива “VARIANIEC” 0°),

рассчитывается по формуле (5.2); K_{180} – коэффициент, полученный при облучении с направления, перпендикулярного поверхности матричного детектора снизу (угол наклона штатива “VARIANIEC” 180°), рассчитывается по формуле

$$K_{180} = \frac{D_{REF180}}{M_{REF180}},$$

где D_{REF180} – значение дозы в центральной точке реперного поля (статическое поле размером 10×10 см), рассчитанное системой планирования, при проведении облучения с направления, перпендикулярного поверхности плоскостного детектора ионизирующего излучения снизу; M_{REF180} – измеренное детектором значение дозы в центральной точке реперного поля (статическое поле размером 10×10 см) при проведении облучения с направления, перпендикулярного поверхности плоскостного детектора ионизирующего излучения снизу.

Однако полученный калибровочный коэффициент имеет ограниченное применение и не может быть использован при многосекторном облучении с интервалами нулевой дозы или если количество мониторинговых единиц неравномерно распределено по времени вращения штатива ускорителя.

Для проведения верификации планов облучения пациентов по методике секторной лучевой терапии с объемной модулированной интенсивностью, а также композитной верификации для планов облучения со статическими IMRT полями фирмы-производители предлагают готовые конструктивные решения и устройства. Одни из них позволяют пренебречь зависимостью показаний электрометра от угла прохождения излучения через детектор за счет комплексной прецизионной формы водозэквивалентного слоя, другие позволяют использовать один калибровочный коэффициент для кросс-калибровки за счет механического вращения матричного анализатора поля внутри фантома, постоянно располагая его поперек оси прохождения излучения.

5.3. Верификация положения пациента во время облучения

В 1990-е годы наряду с широким внедрением в клиническую практику линейных ускорителей, оборудованных интегрированным детектором проходных мегавольтных (портальных) изображений, появилась новая методика лучевой терапии (IGRT) с визуальным контролем, основным преимуществом которой являлось проведение верификации положения пациента во время облучения для уменьшения погрешности при укладке пациента на лечебном столе и отслеживания изменения положения опухоли между фракциями или во время облучения. Для верификации укладки проводилось сравнение мегавольтных транзитных (портальных) изображений, полученных непосредственно во время сеанса облучения, с симуляционными реперными снимками, полученными на рентгеновском симуляторе во время центрации пациента.

С внедрением в лучевую терапию новых технологий, появившихся в следующем десятилетии, возможности IGRT по верификации и контролю положения мишени внутри тела пациента значительно расширились.

Наиболее часто применяемыми методами ЛТБК являются:

- двухмерная визуализация с использованием ортогональных рентгеновских или портальных изображений;

- трехмерная визуализация с использованием КТ в коническом пучке или КТ-на-рельсах.

Для улучшения визуализации в мишень могут вживляться рентгеноконтрастные маркеры.

Верификация при облучении на традиционных линейных ускорителях с использованием ортогональных рентгеновских изображений выполняется с использованием одной из трех техник:

- MV-MV – с реперными снимками (DRR или симуляционным рентгеновским снимком) сравнивается связанная

пара ортогональных портальных изображений. Поскольку портальная визуализация выполняется с помощью радиационного пучка ускорителя, проходящего через тело пациента и падающего на электронный детектор, ее основными достоинствами являются изоцентричность и возможность вычета дозы, полученной при проведении исследования, из общей дозы плана облучения. Из недостатков следует отметить высокую дозовую нагрузку (минимально 1 МЕ) вне лечебного поля облучения и низкую контрастность изображения [119].

KV-KV – с реперными снимками сравнивается пара связанных ортогональных рентгеновских изображений, полученных при помощи либо навесного рентгеновского аппарата либо жестко зафиксированной на потолке системы получения рентгеновских изображений (детекторы расположены в полу). Преимуществами этой техники являются хорошее качество получаемых изображений и более низкая дозовая нагрузка вне лечебного поля. Недостатками этой техники являются присутствие артефактов при визуализации материалов с высоким зарядовым числом атомного ядра и недостаточный контраст мягких тканей [120].

KV-MV – с реперными снимками сравниваются одно портальное и одно рентгеновское связанные ортогональные изображения. Основным преимуществом данной техники является наименьшее время, затрачиваемое на процедуру верификации положения пациента, поскольку оба снимка получаются при неизменном положении штатива ускорителя [121].

Для трехмерной визуализации при облучении на традиционных линейных ускорителях используется обычно КТ в коническом пучке, когда объемное изображение получается с помощью интегрированного в линейный ускоритель рентгеновского аппарата (расположен перпендикулярно лечебному пучку) за полный оборот штатива ускорителя (при получении изображения тазовой области) либо за пол-

оборота (при получении изображения отдела голова–шея). В течение минуты система получает около 600 рентгеновских снимков при различных углах наклона штатива ускорителя и делит его на продольные срезы (реконструкция). Достоинствами визуализации на коническом пучке является улучшенный контраст мягких тканей при относительно невысокой дозовой нагрузке на пациента [122, 123].

К наименее распространенным способам получения объемного изображения относится КТ-на-рельсах. В этом случае одновременно с ускорителем в том же бункере монтируется диагностический компьютерный томограф, помещенный на рельсы для возможности проведения сканирования пациента, лежащего на лечебном столе ускорителя, путем поворота стола вокруг своей оси. Бесспорным плюсом такого технического решения является качество изображения. Но, учитывая стоимость диагностического или, что более важно, топометрического КТ, время простоя, высокую вероятность выхода из строя элементов КТ ввиду присутствия в бункере жесткого фотонного излучения, а при энергиях фотонов свыше 10 МВ еще и нейтронов, а также дозовую нагрузку на пациента, это решение представляется сомнительным.

2D – рентгеновская визуализация применяется в системе “Cyber Knife” компании “Accuray” [124] и ускорителе “VERO” фирмы “Brain Lab” [11] совместно с мониторингом движения по инфракрасным маркерам. Регистрация изображений при каждой укладке пациента проводится по костным структурам или имплантированным рентгеноконтрастным маркерам. Инфракрасные маркеры позволяют контролировать движения пациента и мишени во время облучения, связанные с респираторной активностью или с сердечной деятельностью облучаемого. Дополнительная доза, получаемая пациентом при использовании системы “Exact Track” для проведения верификации положения мишени, составляет около 0,5 мЗв за один снимок.

Томотерапия предоставляет возможность ЛТБК с использованием терапевтического пучка ускорителя с реконструкцией получаемых изображений без использования дополнительного оборудования. Томография на терапевтическом 3-мегавольтном пучке с достаточно хорошим контрастом отображает мягкие ткани. Плюсом является также то, что изображения, полученные при использовании терапевтического пучка, не имеют артефактов от материалов с высоким зарядовым числом атомного ядра. Доза при визуализации составляет около 0,02 Гр [125].

ЭКСПЛУАТАЦИЯ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

6.1. Организация работы ускорителей при проведении высокотехнологичной лучевой терапии

Успех лучевой терапии всегда определяется техническими средствами. Появление нового радиологического оборудования позволило внедрить сложные методики облучения пациентов, существенно улучшить терапевтический интервал поглощенных доз на мишень и окружающие здоровые ткани.

Лучевая терапия XXI в. характеризуется стремительным развитием клинических технологий и созданием нового сложного оборудования для проведения облучения. Основное внимание обращается на создание новых, как универсальных, так и специализированных, линейных ускорителей. В большинстве развитых стран количество ускорителей существенно превышает количество дистанционных гамма-терапевтических аппаратов, однако некоторые страны вообще не имеют гамма-аппаратов для дистанционного облучения. Большой интерес представляет статистика использования аппаратов лучевой терапии в разных странах мира (табл. 6.1).

Т а б л и ц а 6.1. Обеспечение некоторых стран мира оборудованием для лучевой терапии

Страна	Население, $\times 10^6$ (2007)	К-во центров	Линейные ускорители	Гамма- аппараты	Литературный источник
США	301,62	2400	>4400	<100	[126]
Япония	127,77	800	>900	60	[126]
Германия	82,31	220	>410	34	[126]
Франция	61,7	180	>380	20	[126]

Окончание табл. 6.1

Страна	Население, ×10 ⁶ (2007)	К-во центров	Линейные ускорители	Гамма- аппараты	Литературный источник
Великобритания	60,8	160	>300	23	[126]
Голландия	16,4	21	>88	0	[126]
Бельгия	10,58	25	50	11	[126]
Чехия	10,29	28	35	16	[127]
Швеция	9,18	18	71	0	[126]
Австрия	8,31	13	40	1	[126]
Швейцария	7,51	26	34	14	[126]
Израиль	7,12	9	25	5	[126]
Дания	5,46	6	50	1	[126]
Финляндия	5,3	10	35	0	[126]
Норвегия	4,74	9	35	1	[126]
Люксембург	0,47	1	3	0	[126]
Китай	1321,92	1031	1000	510	[126]
Индия	1131,04	187	232	237	[128]
Бразилия	183,99	266	200	77	[129]
Россия	142,07	140	100	250	[126]
Египет	74,03	32	31	20	[126]
Колумбия	43,93	41	25	25	[126]
Аргентина	39,36	63	80	37	[130]
Греция	11,17	28	33	12	[126]
Ливан	3,9	6	10	4	[126]
Литва	3,37	5	3	6	[126]
Латвия	2,28	4	7	0	[126]
Эстония	1,29	2	4	0	[131]
Венгрия	10,06		35	16	[132]
Болгария	7,7	14	5	9	[133]
Турция	70,6		35	44	[134]
Польша	39,2	32	112	3	[135]
Украина	45,96		18	89	[136]
Беларусь	9,4	15	12	17	2013

Эксплуатация ускорителей, применяемых в высокотехнологичной лучевой терапии, представляет собой сложный и ответственный процесс. Предназначенные для лучевого лечения аппараты должны проходить регулярный контроль качества их характеристик.

При проведении облучения с использованием высокотехнологичных методик лучевой терапии (лучевой терапии с модулированной интенсивностью, стереотаксической лучевой терапии и хирургии, лучевой терапии с визуальным контролем) необходимо проводить верификационные мероприятия, которые обеспечивают гарантию качества лучевого лечения. Верификационные процедуры требуют достаточно больших затрат времени, которое исключается из процесса непосредственного лечения онкологических пациентов. Пропускная способность ускорителей, таким образом, существенно снижается.

Согласно российскому опыту применения высоких технологий в лучевой терапии, рекомендуется следующая средняя продолжительность фракций [137]:

- продолжительность первого сеанса облучения – 20 мин;

- продолжительность сеанса облучения одного пациента с использованием методик традиционной лучевой терапии – 15 мин;

- продолжительность сеанса облучения одного пациента с использованием методик 3D конформной лучевой терапии – 20 мин;

- продолжительность сеанса облучения одного пациента с использованием методик лучевой терапии с модуляцией интенсивности или лучевой терапии с визуальным контролем – 25 мин;

- продолжительность сеанса облучения одного пациента с использованием методик лучевой терапии с синхронизацией по дыхательному циклу – 35 мин;

- процедуры обеспечения качества непосредственно перед проведением сеанса стереотаксического облучения – 60 мин;

- стереотаксическое облучение на линейном ускорителе: один изоцентр – 40 мин, каждый дополнительный изоцентр – 20 мин;

- тотальное облучение тела – 1 ч;

- интраоперационная лучевая терапия – 2 ч.

Простой расчет максимальной загрузки линейных ускорителей в онкологических учреждениях показывает, что при использовании только методик высокотехнологичной лучевой терапии за двухсменную работу аппарата в течение дня получить лучевое лечение могут не более 40 пациентов (по российским данным – 38). Аналогичные цифры приведены и в зарубежных публикациях [138, 139].

МАГАТЭ также рекомендует при проведении облучения с использованием высоких энергий фотонов (электронов) ограничивать радиационную нагрузку терапевтических линейных ускорителей величиной общей отпущенной дозы, не превышающей 500 Гр в неделю [140]. В эту величину включена доза, отпускаемая аппаратом не только при лучевом лечении пациентов, но и при проведении клинической дозиметрии, контроля качества и различного рода верификационных мероприятий. В то же время государственные органы управления, регулирующие процесс оказания медицинской помощи, требуют от клиник максимального увеличения числа пролеченных в день пациентов, в том числе нуждающихся в лучевой терапии с использованием высокотехнологичных методик.

В итоге расчеты, проведенные российскими специалистами, показали:

при проведении всем пациентам только высокотехнологичного облучения за две смены работы аппарата можно облучить не более 38 человек [133];

при проведении высокотехнологичного облучения только 60 % пациентов (для остальных 40 % используются более простые методики) за две смены работы ускорителей можно облучить уже 64 пациента;

при проведении высокотехнологичного облучения только 20 % пациентов (для остальных используются более простые методики) за две смены можно пролечить около 100 человек.

Однако следует также учитывать технические эксплуатационные возможности линейных ускорителей, которые

чаще выходят из строя при постоянных нагрузках более 60–70 пациентов в день.

Отсюда напрашивается вывод, что требования высокотехнологичного облучения всех пациентов и увеличения их числа противоречат друг другу и, соответственно, не могут быть реализованы одновременно [141]. Как правило, в большинстве стран СНГ на медицинских ускорителях ежедневное количество пациентов, получающих лучевую терапию, превышает 60 человек (обычно 75–80), при этом неизменно существует очередь из пациентов, ожидающих начала облучения. Такая нагрузка на аппараты ограничивает возможности использования высокотехнологичных методик лучевой терапии для облучения пациентов, имеющих показания для проведения такого рода лечения. Поэтому значительная часть пациентов лечится только по методикам более простого и менее ресурсозатратного конформного облучения или даже по методикам, унаследованным со времен повсеместного использования дистанционных гамма-терапевтических аппаратов. К таким методикам относятся встречные поля, боксы и т. п.

Выход из создавшегося положения только один: увеличение числа ускорителей в клиниках и странах в целом. Ситуация в развитых странах выглядит следующим образом: 14 линейных ускорителей на 1 млн населения в США и 5–8 – в странах Европы [135, 138, 139]. В Российской Федерации рекомендовано использование не менее 5 ускорителей на 1 млн населения [137]. Проведенные расчеты показали такой же результат для Республики Беларусь [142]. В большинстве клиник стран СНГ отсутствуют необходимые помещения для установки такого количества ускорителей, и вряд ли в ближайшие годы это положение изменится. В сложившейся ситуации в любой онкологической или радиологической клинике необходимо иметь как минимум два линейных ускорителя со сходными параметрами радиационных пучков. Это позволит осуществлять перевод пациентов с одного аппарата на другой в случае поломок

или запланированного обслуживания одного из них без дополнительной предлучевой подготовки и перерасчета условий облучения на КСПО.

Авторами был проведен расчет необходимого числа дистанционных аппаратов лучевой терапии в Республике Беларусь к 2020 г. с учетом роста онкологической заболеваемости. За основу были взяты рекомендации Международного агентства по атомной энергии (МАГАТЭ), а также национальных ассоциаций радиационных онкологов разных стран, в том числе Российской Федерации.

Расчет показал, что для полного обеспечения потребности населения Республики Беларусь в лучевой терапии необходимо иметь 55–57 аппаратов, из которых не менее 20 должны быть современными линейными ускорителями с широкими возможностями применения высокотехнологичных методик лучевой терапии. Необходимо также построить около 20 бункеров для размещения этих аппаратов [141, 142].

6.2. Программа гарантии качества высокотехнологичной лучевой терапии

Гарантия качества медицинского облучения – это система мероприятий, призванная осуществлять контроль над каждой процедурой, проводимой лучевыми терапевтами, медицинскими физиками, топометристами, инженерами по обслуживанию, с целью соблюдения максимальной точности и тщательности проведения всех процедур, входящих в технологические процессы лучевой терапии.

Понятие гарантии качества возникло в лучевой терапии в ответ на появление в различных странах мира страховой медицины, а также на финансирование лечения различными фондами. Качество проведения лучевого лечения можно определить как обобщенную характеристику службы радиационной онкологии, которая оценивает ее соответствие

поставленным задачам эффективного лечения пациента. С целью обеспечения высокого качества проводимой лучевой терапии в каждой радиологической службе должен быть создан план качества, в котором следует перечислить специфические действия и ресурсы, относящиеся к этой службе. Одновременно с планом создается программа гарантии качества, в которой указываются структура, процедуры, процессы и оборудование, необходимое для обеспечения качественного лечения больного. Протоколы гарантии качества должны охватывать весь технологический процесс лучевой терапии, включая определение локализации опухоли, правила иммобилизации пациента, планирование облучения и отпуск дозы. Протоколы должны быть созданы для каждого аппарата, прибора и КСПО, как для технических средств, так и для математического обеспечения, используемого при проведении лучевой терапии.

Основным требованием программы гарантии качества является неукоснительное соблюдение:

- временного режима всего курса облучения;
- условий доставки излучения (позиционирование пациента и т. п.) в течение всего курса облучения;
- отпуска дозы на мишень в течение всего курса облучения с погрешностью, не превышающей 5 % [143].

Конечной целью применения данной программы является уменьшение объемов облучения нормальных тканей и органов, окружающих мишень, снижение лучевой нагрузки на них и достижение тем самым наилучшего терапевтического эффекта. Этого требуют законы о радиационной безопасности населения, принятые во многих странах.

МАГАТЭ предъявляет к национальным программам гарантии качества лучевой терапии следующие требования:

1. Лучевую терапию должен назначать квалифицированный радиационный онколог, а проводить – квалифицированный специалист, прошедший необходимое обучение.

2. Программу гарантии качества в лечебном учреждении следует постоянно совершенствовать и развивать.

3. Если программа гарантии качества лучевой терапии в стране отсутствует, необходимо поручить национальным обществам радиационных онкологов ее разработать.

4. При разработке национальной программы гарантии качества лучевой терапии возможна адаптация к локальным условиям международных протоколов или протоколов развитых стран.

6.3. Организация контроля качества работы современных ускорителей электронов

Осуществление мероприятий по контролю качества работы медицинских линейных ускорителей – один из элементов радиационной защиты пациентов, подвергающихся медицинскому терапевтическому облучению, который в то же время является важнейшим из составляющих программы гарантии качества лучевой терапии. Контроль качества линейных ускорителей позволяет полностью выдержать заданные параметры плана облучения каждого пациента и избежать его переоблучения или недооблучения, а также тяжелых радиационных аварий.

Основные требования, предъявляемые к осуществлению процесса контроля качества работы радиологического оборудования:

1. Организация контроля качества оборудования в отделениях лучевой терапии должна проходить одновременно с внедрением программы гарантии качества всего технологического процесса лучевого лечения пациентов.

2. Основными разработчиками системы контроля качества оборудования являются медицинские физики и инженерно-технический персонал отделений.

3. Протоколы контроля качества работы ускорителей должны соответствовать международным стандартам и требованиям.

4. В клиниках могут быть внедрены уже разработанные и утвержденные на национальном уровне протоколы контроля качества ускорителей. Это могут быть и международные протоколы, и национальные протоколы других стран. Для их внедрения необходимо получить разрешение разработчиков или их руководящих органов на применение.

5. Все протоколы контроля качества в учреждении должны пересматриваться при внедрении в клиническую эксплуатацию более совершенного радиологического оборудования.

6. Наиболее важным аспектом контроля качества оборудования является проведение контроля технического состояния ускорителей, применяемых в технологическом процессе лучевой терапии. Особое значение имеет контроль тех параметров, которые влияют на величину и распределение поглощенной дозы в мишени и всем теле пациента.

Главным документом, регламентирующим предельные уровни отклонений параметров ускорителей, применяемых в лучевой терапии, от заданных, является документ МАГАТЭ «Основное содержание радиотерапевтических программ: клинические, медико-физические аспекты, радиационная безопасность и защита» (IAEA-TECDOC-1040. Vienna, 1998) [88]. В этом документе рассматриваются также требования МЭК к аппаратам лучевой терапии, что позволяет правильно интерпретировать изложенную информацию.

Следует отметить, что МКРЕ в 1976 г. рекомендовала, чтобы погрешность подведения поглощенной дозы составляла не менее 5 %. Для этого погрешность каждого этапа при проведении лучевой терапии должна быть намного меньше 5 % [140]. Например, если рассмотреть всего три этапа: определение локализации опухоли, расчет дозы и калибровку радиационного пучка, то на каждом из них погрешность должна составлять не менее 3 %. На самом деле источников погрешности в технологическом процессе лучевой терапии намного больше, поэтому указанные выше погрешности должны быть намного меньше.

Соответствие таким стандартам требует наличия необходимых средств и оборудования. Особенно важно правильно оценить потребности учреждения при подборе персонала. Применение современных медицинских линейных ускорителей электронов и высокотехнологичных методик лучевой терапии повышает вероятность улучшения качества лечения, но при этом необходимо уделить пристальное внимание вопросам контроля качества. Поскольку цель контроля качества состоит в улучшении качества проводимого лечения пациента, нельзя игнорировать необходимость высоких затрат на процедуры контроля и гарантии качества в целом, на закупку специального оборудования и обучение персонала. Высокое качество лечения связано непосредственно с выполнением принципов контроля, а также с наличием персонала, прошедшего необходимую подготовку.

Хотя контроль качества ускорителей выполняется усилиями разных специалистов (физиков, дозиметристов, инженеров и врачей), рекомендуется, чтобы полная ответственность за этот контроль была возложена на одного человека – квалифицированного радиационного медицинского физика.

При разработке протоколов контроля качества аппаратов для лучевой терапии и выборе методов тестирования технико-дозиметрических характеристик следует остановиться на тех методиках, которые являются простыми, быстрыми и воспроизводимыми. Методики тестирования должны быть способны различить изменения параметров, которые меньше, чем допуск или уровень действия (тест должен быть настолько точен, чтобы два среднеквадратичных отклонения в измерении параметра были меньше, чем уровень действия). При этом следует минимизировать время проведения теста.

При внедрении ускорителей в клиническую практику все протоколы должны предусматривать проверку их характеристик, а также текущую проверку их параметров в процессе эксплуатации. Текущая проверка подразделяет-

ся на ежедневную, еженедельную, ежеквартальную и ежегодную. Понятно, что нельзя ежедневно, еженедельно и ежеквартально проверять все параметры, отвечающие за правильный отпуск пациентам поглощенной дозы. В этом случае ускоритель не сможет работать в режиме облучения больных. В протоколе контроля качества необходимо разделять характеристики аппаратов на группы, связанные с радиационной безопасностью персонала и пациентов, отвечающие за геометрические и радиационные характеристики полей облучения, за работу систем управления ускорителями, а также устройств и систем, используемых при укладке пациентов на лечебных столах и дозиметрический контроль параметров терапевтического пучка излучения.

Введенный в эксплуатацию ускоритель должен быть подвергнут серии необходимых испытаний с целью установления его соответствия спецификации производителя. В то же время должны быть разработаны основные тесты, которые могут лечь в основу протокола контроля качества, периодически осуществляемого в течение эксплуатации ускорителя. Действие протокола контроля качества не должно распространяться на проверку технических характеристик ускорителей, не влияющих непосредственно на геометрию облучения и предусмотренных инструкциями по эксплуатации, входящими в комплект технической документации.

Оперативная проверка ускорителя должна проводиться каждое утро перед началом облучения пациентов. Если результаты проверки (проверок) неудовлетворительны, необходимо принять соответствующие меры, которые должны быть отмечены в протоколе контроля качества. Контроль качества ускорителей не может носить случайный характер, а должен быть включен в общую программу гарантии качества.

Результаты всех проверок необходимо архивировать и хранить в течение всего срока службы используемых аппаратов, приборов и систем. Это позволяет персоналу определить момент ухудшения каких-либо характеристик и вовремя

мя принять меры по устранению даже мелких дефектов, обнаруженных при проверках. Кроме того, эти протоколы являются доказательством качественной работы персонала при проведении внешних проверок органами Санэпиднадзора и Госатомнадзора. Необходимо отметить, что все документы по контролю качества ускорителей и всей лучевой терапии, выпущенные более 5 лет назад, уже не отвечают современному уровню развития техники облучения и должны быть пересмотрены в самые кратчайшие сроки.

Новые современные медицинские технологии контролируются с помощью компьютера и включают следующие операции: механизированный самовыдвигающийся клин, динамический клин, МПД, записывающие и контролирующиеся системы, специальные устройства для получения изображения в пучке EPID, рентгеновское оборудование для контроля положения пациента, оборудование для стереотаксического облучения и интраоперационной лучевой терапии и др. Протоколы контроля качества каждой из вышеперечисленных систем должны быть разработаны и неукоснительно выполняться для соблюдения принципов безопасной работы, установленных изготовителями.

Следует учитывать тот факт, что в лучевой терапии появились новые типы ускорителей, которые работают по другим методикам проведения высокотехнологичного облучения пациентов. К таким аппаратам можно отнести ускорители “Cyber Knife” и “TomoTherapy” фирмы “Accuray”, а также аппарат «VERO» компании “Brain Lab”. Особенностью этих методик является то, что облучение мишени производится не целиком, а по отдельным областям или слоям. Для этих аппаратов необходима разработка специализированных протоколов контроля качества с учетом их конструктивных особенностей.

В 2003 г. в Финляндии впервые проведена международная конференция, посвященная клиническому аудиту в лучевой терапии [144, 145]. Участие в подобных международных программах должно приветствоваться.

Проведение физиками работ по контролю качества оборудования, применяемого в лучевой терапии, очень часто наталкивается на сопротивление клинического персонала, особенно в тех случаях, когда аппараты сильно загружены лечебными процедурами. Тем не менее, медицинские физики и инженеры должны постоянно оказывать на медиков давление с целью точного выполнения графика проведения проверок аппаратов и добиваться выделения времени для проведения этой важной работы.

6.4. Сервисное обслуживание

Квалифицированное техническое обслуживание ускорителей электронов является постоянной заботой персонала отделений лучевой терапии. Главной задачей является поддержание работоспособности аппаратов в течение ежедневных двух смен на протяжении всего периода эксплуатации. Однако, как правило, такого режима работы для лечения пациентов ни на одном ускорителе мира выдержать не удастся. Ранее уже указывалось, что эксплуатационные характеристики оборудования могут изменяться как внезапно (из-за неисправности какой-либо части или механической поломки), так и медленно (из-за изношенности и старения деталей). При проведении облучения в предельных режимах работы оборудования (более 60 пациентов в день) частота выхода из строя линейных ускорителей и время их простоя заметно увеличиваются.

Если в прошлом столетии инженерный персонал клиник имел право и мог сам заниматься ремонтом гамма-терапевтических аппаратов и медицинских ускорителей первых поколений, то при появлении новой цифровой техники облучения ситуация изменилась. Периодическое обслуживание и ремонт фирмы – производители оборудования разрешают проводить только представителям своих сервисных центров, прошедших специальное обучение и имеющих соответствующие сертификаты. В связи с этим функции внутренних инженерных служб в клиниках существенно изменились.

КАДРОВОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ РАБОТЫ СОВРЕМЕННЫХ МЕДИЦИНСКИХ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ

Проблема квалификации кадров диагностических радиологов, специалистов по ядерной медицине, радиационных онкологов, медицинских радиационных физиков, специалистов по предлучевой подготовке, контролю качества становится частью более общей проблемы – гарантии качества медицинского облучения. Проанализировав все случаи аварий на линейных ускорителях в разных странах, можно сделать вывод, что происходят они в основном из-за ошибок, допущенных персоналом. Поэтому особую важность приобретает подготовка персонала к работе с источниками ионизирующих излучений, в том числе и к разным неожиданностям, которые могут возникнуть при этом [146].

В новом основном стандарте МАГАТЭ, проект которого выпущен вместо старого стандарта BSS № 115, указывается, что критерии последипломного обучения должны быть четко определены, утверждены регулирующими органами, согласованы с соответствующими профессиональными обществами и внедрены в программы подготовки персонала, занимающегося медицинским облучением [147, 148].

Общие требования, которые предъявляются к подготовке персонала, занимающегося медицинским облучением:

квалификация персонала, занимающегося медицинским облучением, должна соответствовать положениям стандарта RS-G-1,5 [148];

к работе должны допускаться лица, которые имеют отвечающие требованиям практики дипломы о высшем образовании и прошли дополнительную специализацию;

персонал, допускаемый к работе, обязан знать радиационную физику, физику ускорителей, биологические эффекты облучения, дозы на пациентов при обследованиях и лечении, технику снижения дозы и основную нормативную документацию;

врачу для работы в качестве практикующего специалиста в области радиационной медицины необходимо иметь специальную лицензию.

В странах СНГ повышение квалификации осуществляется в обязательном порядке в государственных институтах или академиях последиplomного образования. В некоторых западных странах выдачу лицензий осуществляют профессиональные общества (например, радиационных онкологов, радиологов). Ученые степени в практической работе врача, как правило, не учитываются. Профессиональные общества и учреждения последиplomного образования, присваивающие специальную квалификацию, могут иметь различные программы обучения врачей методам радиационной защиты и безопасности персонала и пациентов. Регулирующие органы должны периодически проверять и корректировать программы обучения, относящиеся к присвоению квалификации. Контролирующие организации при проведении инспекций решают, достаточно ли специалисту по лучевой терапии иметь соответствующий сертификат или необходимо пройти дополнительный тренинг.

Все изменения и нововведения в процесс лучевой терапии, включая работу оборудования, инструментарий, методики лечения, методы мониторинга дозы, новые рекомендации и протоколы, нормы и правила, должны быть изучены персоналом учреждения. Учебу такого рода необходимо проводить регулярно. Она может иметь форму неформальных межучрежденческих конференций, заседаний профессиональных обществ и т. п.

Периодические учения по ликвидации аварий и аварийных ситуаций должны быть частью программ по повышению квалификации.

В международных стандартах указывается, что лица, не прошедшие даже минимального тренинга, но уже допущенные к работе с радиоактивными веществами и ионизирующими излучениями, могут заниматься этой работой без повышения квалификации не более 3 лет. За этот период они должны освоить основные принципы специальности, а их квалификация должна отвечать минимальным требованиям по радиационной защите и безопасности, предъявляемым профессией.

В связи с новыми подходами к поддержанию технического состояния линейных ускорителей электронов существенно меняются функции медицинских физиков и инженеров в онкологических учреждениях. Теперь на них возлагаются функции проведения регламентных работ по тестированию аппаратов перед их применением для облучения больных, предварительная оценка возникающих неисправностей, устранение простейших неисправностей, проведение контроля качества работы аппаратов по утвержденным протоколам.

Существенно усложнилась работа технических специалистов, в частности медицинских физиков. Новые методики лучевой терапии потребовали применения более сложных программных пакетов для оптимального выбора условий облучения и, соответственно, более мощных вычислительных средств. Работа на таких системах требовала более высокой квалификации этих специалистов. Более сложными стали и проводимые физиками дозиметрические измерения. Современные требования к отпуску заданной поглощенной дозы пациентам с погрешностью, не превышающей 5 %, заставляют физиков измерять ее с погрешностью на уровне 1–3 %. Для соблюдения такой высокой точности необходимо иметь как прецизионные клинические дозиметры, так и качественные методики измерений.

Таким образом, на технических специалистов в отделениях лучевой терапии приходится более высокая нагрузка

по сравнению с той, которая была еще 10 лет назад. Более высокая нагрузка на технический персонал заключается в расширении его функциональных обязанностей. Медицинские физики в соответствии с опубликованными международными рекомендациями должны обязательно участвовать в процессе предлучевой подготовки на рентгеновских симуляторах, компьютерных томографах, а также при первой укладке пациента на лечебном столе аппарата лучевой терапии. При проведении пациентам облучения по сложным методикам IMRT или стереотаксиса физики должны принимать непосредственное участие во время каждого сеанса облучения. При этом они обязаны проводить *in vivo* дозиметрический контроль отпущенной дозы.

Усложнилась процедура компьютерного планирования облучения пациентов, особенно при использовании высокотехнологичных его видов. Физикам приходится вместо одного создавать несколько (иногда до 10) планов облучения, из которых врач-радиационный онколог выбирает наилучший, по его мнению, план.

Такое увеличение нагрузки на медицинских физиков заставило Европейскую ассоциацию медицинских физиков выработать рекомендацию, согласно которой годовая нагрузка на физика при планировании облучения ограничивается 100 пациентами [88].

Медицинские физики должны создавать новые нормативные документы по работе отделений лучевой терапии, направленные на улучшение системы радиационной безопасности персонала и пациентов. Кроме того, они должны отслеживать мировой уровень развития радиационной терапевтической техники, принимать активное участие в подготовке технических заданий и выборе приемлемого аппарата для своих лечебных учреждений, а также активно участвовать в дозиметрических сличениях с МАГАТЭ методом «ТЛД по почте». Неотъемлемой частью работы медицинских физиков является участие в научных исследованиях.

МАГАТЭ рекомендует вводить в клиниках следующие штаты медицинских физиков для проведения контроля качества оборудования лучевой терапии, в том числе ускорителей электронов [88]. Похожие штатные нормативы и в России (табл. 7.1) [149].

Т а б л и ц а 7.1. Штаты физико-технического персонала в радиологических клиниках [149]

Должность	Норматив
Медицинский физик	Из расчета 1 должность на каждый ускоритель
	Из расчета 1 должность на 2 гамма-аппарата
	Из расчета 1 должность на 2 аппарата для контактного облучения
	Из расчета 1 должность на 2 симулятора (компьютерных томографа)
	Из расчета 1 должность на 2 системы дозиметрического планирования

Мы рекомендуем заменить последнюю строку в табл. 7.1 на «Из расчета 1 должность на 1 рабочее место системы дозиметрического планирования в смену». Кроме того, в штатное расписание необходимо ввести должность медицинского физика – руководителя физико-технического персонала и системного администратора.

Кроме медицинских физиков в отделениях должны работать инженеры и средний технический персонал, непосредственно обслуживающий радиотерапевтические аппараты отделения. В табл. 7.2 приведены рекомендуемые штаты инженерного персонала, а в табл. 7.3 – рекомендуемые штаты среднего технического персонала.

Т а б л и ц а 7.2. Инженерные штаты отделений лучевой терапии [149]

Должность	Норматив
Инженер	Из расчета 1 должность на каждый ускоритель в смену
	Из расчета 1 должность на 2 гамма-аппарата в смену
	Из расчета 1 должность на 2 симулятора (компьютерных томографа) в смену
	1 должность сетевого администратора в смену
	1 должность для обслуживания системы изготовления защитных блоков и других формирующих приспособлений

Т а б л и ц а 7.3. Штаты среднего технического персонала отделений лучевой терапии [149]

Должность	Норматив
Техник для обслуживания медицинского ускорителя в дистанционной терапии	1 должность в смену на 1 ускоритель
Техник-дозиметрист для обслуживания блоков с закрытыми и открытыми радиоактивными препаратами	1 должность в смену
Техник для изготовления защитных блоков и других формирующих приспособлений	1 должность
Техник-дозиметрист	1 должность

Сложнейшие обязанности, возлагаемые сейчас на медицинских физиков, могут быть выполнены только при непрерывном повышении их квалификации. Необходимо отметить, что ситуация с повышением квалификации технического персонала отделений лучевой терапии в странах СНГ вообще и в Беларуси в частности пока еще далека от желаемой. Именно поэтому уровень развития медицинской физики в наших странах все еще отстает от мирового уровня.

В то же время подготовка медицинских физиков и инженеров для работы в клинических условиях решается в виде различных курсов, регулярно проводимых в странах СНГ.

В Москве Ассоциация медицинских физиков России (АМФР) с 2012 г. проводит несколько раз в год курсы для русскоговорящих физиков и радиационных онкологов из стран Содружества и ряда европейских стран [150]. Регулярно проводятся курсы по следующей тематике: «Линейные ускорители в дистанционной лучевой терапии», «Современные методики планирования лучевой терапии», «Современные методы и аппаратура для конформной лучевой терапии. Радиационная безопасность и гарантия качества», «Планирование дистанционной лучевой терапии и клиническая дозиметрия», «Медико-физические и клинические аспекты лучевой терапии. Радиационная безопасность», «Подготовительный базовый курс обучения для медицин-

ских физиков и врачей-радиологов», «Современные методы и аппаратура конформной лучевой терапии», «Медико-физические и клинические аспекты лучевой терапии, лучевой диагностики и ядерной медицины».

В Республике Беларусь в течение 2010–2013 гг. ежегодно проводились курсы для медицинских физиков и инженеров Украины [151]. Проводятся курсы повышения квалификации на национальном уровне практически во всех странах СНГ, как правило, с приглашением ведущих специалистов не только СНГ, но и Западной Европы [152–154].

В настоящее время имеется возможность повышения квалификации в Западной Европе. В начале 2001 г. Европейская ассоциация терапевтических радиационных онкологов получила финансирование от Европейского Союза на осуществление проекта “ESQUIRE” («Образование, наука и гарантия качества в лучевой терапии Европы») [154]. Благодаря этой программе были организованы и проводятся в последние годы учебные курсы по основным проблемам лучевой терапии. Среди них – курсы по медицинской физике: «Планирование лучевого лечения: принципы и практика», «Вычисление дозы и мониторинговых единиц для пучков высокоэнергетических фотонов: основные принципы и применение в современном оборудовании, IMRT и другие методы конформного облучения на практике», «Роль изображения в определении объема мишени в лучевой терапии», «Физика в клинической лучевой терапии», «Современная техника брахитерапии» (с русским переводом).

Продолжительность курсов обычно составляет одну неделю. Курсы проводятся в разных городах европейских стран. Оплата участия в работе курсов дифференцирована. Молодые специалисты платят меньше, чем члены ESTRO. Отчеты о работе курсов постоянно публикуются в официальном журнале ассоциации “ESTRO News”, выходящем 4 раза в год. Около 100 приглашений на обучающие курсы для молодых специалистов оплачивается “ESTRO” пол-

ностью. Компаниями, производящими оборудование для лучевой диагностики и лучевой терапии, оказывается спонсорская помощь молодым специалистам (лучевым терапевтам, медицинским физикам, радиобиологам, радиационным технологом), позволяющая оплачивать их участие в курсах. Еще одной формой обучения, проводимой под эгидой “ESTRO” и МАГАТЭ, являются стажировки молодых специалистов в течение 2–4 недель в ведущих клиниках мира.

ТЕНДЕНЦИИ РАЗВИТИЯ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ ДЛЯ ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Начавшееся в конце XX в. применение линейных ускорителей электронов в высокотехнологичной лучевой терапии привело к бурному развитию этого направления в лечении злокачественных опухолей. Ежегодно в периодических изданиях многих стран и материалах различных национальных и международных конгрессов, конференций, симпозиумов и семинаров публикуются тысячи статей, докладов, тезисов, посвященных результатам внедрения в клиническую практику современных ускорителей для облучения пациентов с практически любой локализацией опухолевых процессов.

Мировые компании, производящие медицинские ускорители, тщательно отслеживают и анализируют получаемые клинические данные и очень быстро внедряют в свои разработки рекомендации специалистов по усовершенствованию технологического процесса в области лучевой терапии. Практически каждые 2–3 года на мировом рынке появляются новые модели линейных ускорителей, позволяющие лучше и точнее реализовывать клинические требования к распределению поглощенной дозы в мишенях и окружающих ее нормальных тканях и органах риска.

Анализ динамики развития линейных ускорителей в конце XX–начале XXI в. позволяет выявить тенденции в совершенствовании технологий лучевой терапии и сделать некоторые прогнозы на будущее. Главной особенностью развития ускорителей явилось появление специализированных

аппаратов для облучения отдельных локализаций и типов мишеней. Сюда можно отнести появление ускорителей для стереотаксического облучения. К таким аппаратам относятся ускорители серии “Novalis” компании “Brain Lab” [8] и ускорители серии “Cyber Knife” компании “Accuray” [9]. С большой долей вероятности можно сказать, что расширение применения стереотаксического облучения продолжится и в будущем. В современной онкологии ситуация с ранним выявлением злокачественных заболеваний улучшается. Выявляются опухоли небольших размеров, которые могут подвергаться стереотаксическому облучению.

Новая технология облучения, называемого спиральным, нашла применение в ускорителях серии “Tomotherapy” одноименной компании, которая впоследствии была приобретена компанией “Accuray” [10]. Аппарат, работающий по схожим методикам, под названием “VERO” разработан компаниями “Brain Lab” и “Mitsubishi” [11]. Аппараты спирального облучения оказались очень удобными при проведении процедур экстракраниального стереотаксиса, а также для тотального облучения тела при пересадках костного мозга.

Ведущие компании мира по выпуску традиционных линейных ускорителей “Varian” и “Elekta” также постоянно совершенствуют свои модели. Разработанные новые ускорители с микромногопластинчатыми диафрагмами, позволяющие осуществлять стереотаксическое облучение, дали результаты, не уступающие таковым при использовании специализированных ускорителей.

Учитывая тенденцию к росту гипофракционированного облучения в современной лучевой терапии, можно ожидать увеличения интенсивности выводимых пучков фотонов и электронов, что уже наблюдается на практике. При стереотаксическом облучении все шире применяются пучки фотонов без выравнивающих фильтров для радиохирургического лечения опухолей головного мозга, а также отдаленных экстракраниальных метастазов. Практически на всех новых моделях ускорителей можно осуществлять IMRT,

IGRT, VMAT, 4D, что позволяет надеяться на существенное улучшение результатов лучевого лечения.

В радиационной онкологии обсуждается вопрос о необходимости разделить ускорители по видам терапевтического излучения на аппараты только с пучками электронов и на установки только с фотонным излучением [155–157]. Мировой клинический опыт применения электронов в лучевой терапии показал, что они показаны не более чем 15 % пациентов. В то же время универсальные ускорители, выводящие оба вида излучений, имеют чрезвычайно сложные конструкции выходных устройств. Если на ускорителях останутся только выходные устройства для облучения пациентов фотонами, то их конструкция станет проще, вес выходного устройства уменьшится и, соответственно, уменьшится стоимость аппарата в целом. Ускорители для облучения пациентов только электронами станут значительно проще и будут иметь более легкие многопластинчатые диафрагмы. Им не будут нужны системы EPID, так как электроны не выходят из тела пациентов. Специализированные ускорители с пучками электронов уже существуют в интраоперационном облучении. Вероятно, скоро появятся сравнительно дешевые ускорители в традиционном исполнении с энергиями от 2–4 до 18–20 МэВ со ступенчатым изменением энергии.

Тенденции развития медицинских ускорителей нельзя рассматривать в отрыве от тенденций развития остального оборудования, необходимого для проведения высокотехнологичной лучевой терапии, а также от вопросов совершенствования самих методов облучения пациентов.

Новые сложные методики облучения пациентов требовали применения современных специальных дозиметрических систем для верификации условий облучения, а также для проведения регулярного контроля качества ускорителей. С появлением новых моделей ускорителей будут усложняться и методики контроля, и применяемое для этого оборудование.

Более широко будет применяться радиобиологическое индивидуальное планирование высокотехнологического лучевого лечения. Вообще, индивидуализация лучевой терапии для каждого пациента потребует внесения изменений в существующие стандарты лечения онкологических пациентов.

Можно ожидать развития методов сочетанного применения высокотехнологического дистанционного облучения с новыми методами контактного облучения. Разработка таких методик потребует больших усилий компаний-производителей, выпускающих комплексное оборудование. Уже сейчас компании переходят на выпуск аппаратов как для дистанционного, так и для контактного облучения. Разрабатывается программное обеспечение, позволяющее планировать сочетанное облучение пациентов и получать результирующие распределения дозы с введением радиобиологической коррекции планов.

Применение методик КТ в коническом пучке в киловольтном и мегавольтном режимах проверки и коррекции положения пациентов на лечебных столах ускорителей, а также размеров и конфигурации мишеней позволяет переходить к так называемой адаптивной лучевой терапии, учитывающей изменение (как правило, уменьшение) размеров и конфигурации мишеней в процессе фракционированного облучения. Адаптивная лучевая терапия стремительно развивается в разных странах мира и имеет большое будущее, особенно в плане радиационной защиты пациентов.

Представляется возможным организовывать сетевое объединение отделений лучевой терапии нескольких клиник, использующих оборудование одного производителя. Это позволит проводить консультации по лечению в сложных случаях с привлечением опытных радиационных онкологов и медицинских физиков для выработки программы облучения, совместного планирования условий облучения и даже предлучевой подготовки пациентов в одной клинике, а само облучение пациента в другой, что может оказать-

ся необходимым в случае выхода оборудования из строя. Такое взаимодействие потребует постепенного повышения квалификации клинического и физико-технического персонала в небольших радиологических клиниках.

Развивающаяся в мире лучевая терапия с помощью тяжелых заряженных частиц (протонами и тяжелыми ионами) позволяет создавать распределения поглощенной дозы в теле пациентов, недостижимые при облучении фотонами. С учетом более высокой биологической эффективности тяжелых заряженных частиц результаты их применения многообещающи, несмотря на очень высокую стоимость оборудования. Тем не менее, применение линейных ускорителей электронов, которые в десятки раз дешевле протонных комплексов, будет являться основным методом облучения в лучевой терапии еще много лет, поскольку только медицинские линейные ускорители позволят обеспечить высококачественным лучевым лечением все возрастающее число пациентов с широким спектром онкологических заболеваний.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Внедрение высокотехнологичных методов лучевой терапии в клиническую практику является закономерным проявлением прогресса в техническом и клиническом процессе лечения пациентов с онкологическими заболеваниями. Накопленный в мире 10-летний опыт применения методик 3DCRT, IMRT, VMAT, SRS, SRT, 4D и др. позволил доказательно улучшить результаты лечения пациентов, качество их жизни и увеличить ее продолжительность после проведения лучевой терапии. Однако необходимость использования высокоточных современных методик лучевой терапии повлекло за собой существенное усложнение конструкции линейных ускорителей, а соответственно, продолжительность и трудоемкость их технического обслуживания. Вслед за этим стали более трудоемкими процедуры контроля качества работы отдельных систем и ускорителей в целом. Обслуживание и контроль работы ускорителей потребовал привлечения высококвалифицированного технического персонала и медицинских физиков. Подготовка и усовершенствование квалификации врачей, физиков и инженеров для работы на современных ускорителях является важнейшей задачей клинических отделений лучевой терапии.

Разработанный в Республике Беларусь в 2003 г. протокол контроля качества работы линейных ускорителей электронов уже не отвечает требованиям, которые предъявляются к новым, более совершенным и более сложным радиотерапевтическим аппаратам. Авторы попытались пред-

ложить отдельные методические дополнения к существующему протоколу, касающиеся новых систем и устройств, позволяющие значительно улучшить распределение поглощенных доз при лучевом лечении злокачественных опухолей большинства локализаций.

Появление в клиниках новых ускорителей, отличающихся от аппаратов традиционного исполнения, требует создания новых протоколов контроля качества их работы. Авторы книги выражают надежду, что разработкой протоколов контроля качества таких линейных ускорителей займется физико-технический персонал, их эксплуатирующий. Авторы полагают, что предлагаемая медицинским физикам настоящая монография поможет не только внедрять предлагаемые методики контроля, но и разрабатывать новые, более совершенные протоколы, в том числе на новых терапевтических ускорителях, которые появятся в будущем.

ЛИТЕРАТУРА

1. Thwaites, D. I. Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator / D. I. Thwaites, J. B. Tuohy // *Physics in medicine and biology*. – 2006. – Vol. 51, N 13. – P. R343–R362.
2. Karzmark, C. J. Medical Electron Accelerators / C. J. Karzmark, C. S. Numan, E. Tanabe. – New York: McGraw-Hill, 1993. – 316 p.
3. Karzmark, C. J. Electron linear accelerators for radiation therapy: history, principles and contemporary developments / C. J. Karzmark, N. C. Perring // *Physics in medicine and biology*. – 1973. – Vol. 18, N 3. – P. 321–354.
4. Кириллин, Ю. Ю. Зарубежные линейные ускорители для лучевой терапии / Ю. Ю. Кириллин, В. М. Николаев, И. А. Прудников // *Обзор ОВ–60*. – Ленинград: НИИЭФА, 1983. – 60 с.
5. Laughlin, J. S. Development of the technology of radiation therapy / J. S. Laughlin // *Radiographics*. – 1989. – Vol. 9, N 6. – P. 1245–1266.
6. Varian Associates: An Early History // Varian Medical Systems [Electronic resource]. – Palo Alto: California. – Mode of access: <http://www.cpii.com/docs/files/Varian%20Associates%20-%20An%20Early%20History.pdf>. – Date of access: 27.01.2014. – 17 p.
7. Elekta Company presentation Graduate Programme 2013 ImperialCollege // Elekta [Electronic resource]. – 2013. – Mode of access: https://workspace.imperial.ac.uk/bioengineering/Public/Intranet/Elekta_IC_4%20Dec%2012.pdf. – Date of access: 27.01.2014.
8. James, D. Dutch Stereotactic Radiosurgery Meeting / D. James // Brainlab Novalis Tx [Electronic resource]. – Rotterdam, 2010. – Mode of access: <http://srtsymposiumlabnl.files.wordpress.com/2009/04/david-james-brainlab-new-developments-in-radiosurgery.pdf>. – Date of access: 27.01.2014.
9. Cyber Knife M6 series: Technical Specifications // Cyber Knife Accuray [Electronic resource]. – 2013. – Mode of access: http://www accuray.com/sites/default/files/501047_a_m6_spec_brochure.pdf. – Date of access: 27.01.2014.
10. Mackie, T. R. History of Tomotherapy / T. R. Mackie // *Physics in medicine and biology*. – 2006. – Vol. 51, N 13. – P. R427–R453.
11. Feasibility of using the Novel Vero SBRT system for intracranial SRS / M. Buleteanu [et al.] // ASTRO's Virtual Poster Library [Electronic resource]. –

2012. – Mode of access: http://astro2012.abstractsnet.com/handouts/011729_ASTRO_poster.pdf. – Date of access: 11.01.2014.

12. Mobetron 2000 Product Specifications // IntraOp Medical, Inc. [Electronic resource]. – 2012. – Mode of access: <http://www.intraopmedical.com/wp-content/uploads/2012/07/IORT1002RevA3.pdf>. – Date of access: 11.01.2014.

13. Full dose intraoperative radiotherapy with electrons (ELIOT) during breast conserving surgery: experience with 1246 cases / U. Veronesi [et al.] // *Ecancermed. Sci.* – 2008. – Vol. 2. – P. 65.

14. Электрофизическая аппаратура промышленного изготовления: справочник. – М.: Госатомиздат, 1963. – 70 с.

15. Никитаев, В. Г. Медицина и ускорители / В. Г. Никитаев, А. В. Шальнов, И. С. Щедрин. – М.: Диалог-МИФИ, 2007. – 160 с.

16. Линейные ускорители НИИЭФА им. Д. В. Ефремова для лучевой терапии / А. А. Будтов [и др.] // Тез. докл. Пятого Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве, Ленинград, 22–24 окт. 1985 г. / Гос. ком. по использ. атом. энергии СССР; ЦНИИ информ. и техн.-экон. исслед. по атом. науке и технике. – М.: ЦНИИ Атоминформ, 1985. – С. 148–149.

17. Физико-технические и дозиметрические параметры медицинского линейного ускорителя электронов ЛУЭ-15М / Ю. П. Вахрушин [и др.] // Тез. докл. Третьего Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве, Ленинград, 26–28 июня 1979 г. / Гос. ком. по использованию атом. энергии СССР; НИИ электрофиз. аппаратуры им. Д. В. Ефремова. – Ленинград: НИИЭФА, 1979. – С. 71.

18. Анализ современных медико-технических требований к параметрам радиационных установок для лучевой терапии / И. А. Прудников [и др.] // Тез. докл. Пятого Всесоюз. совещ. по применению ускорителей заряженных частиц в народном хозяйстве, Ленинград, 22–24 окт. 1985 г. / Гос. ком. по использ. атом. энергии СССР; ЦНИИ информ. и техн.-экон. исслед. по атом. науке и технике. – М.: ЦНИИ атоминформ, 1985. – С. 179–181.

19. Сулькин, А. Г. Гамма-терапевтические аппараты / А. Г. Сулькин. – М.: Энергоатомиздат, 1986. – 232 с.

20. Van Dyk, J. *Advances in Modern Radiation Therapy* / J. Van Dyk // *The Modern Technology of Radiation Oncology: in 3 vol.* / ed. by J. Van Dyk. – Madison, WI, 1999. – Vol. 1, ch. 1. – [Electronic resource]. – Mode of access: <http://www.medicalphysics.org/apps/medicalphysicsedit/vandyk2ch1.pdf>. – Date of access: 28.01.2014

21. Тарутин, И. Г. Радиационная защита при медицинском облучении / И. Г. Тарутин. – Минск: Вышэйш. шк., 2005. – 324 с.

22. The True Beam system // Varian Medical Systems [Electronic resource]. – 2012. – Mode of access: http://www.variantruebeam.com/pdf/TrueBeam_Brochure.pdf. – Date of access: 25.01.2014.

23. Versa HD™ – a single delivery system // Elekta [Electronic resource]. – Mode of access: <http://www.versahd.com>. – Date of access: 27.01.2014.

24. Clinac D-Series Linear Accelerators // Varian Medical Systems [Electronic resource]. – Mode of access: http://www.varian.com/euen/oncology/radiation_oncology/clinac/clinac_dhx_high_performance.html. – Date of access: 14.01.2014.

25. C-series: Clinic High Energy Beam Delivery System Training Book – Varian Medical Systems.

26. Medical accelerators / Varian, Siemens, Philips // Elekta [Electronic resource]. – Mode of access: <http://ojs.ujf.cas.cz/~mitja/presentations/AV04/08.htm>. – Date of access: 27.01.2014.

27. Unique Specifications // Varian medical systems [Electronic resource]. – 2010. – Mode of access: http://www.behestandarman.com/varian%20products/Delivery%20systems/UNIQUE/UNIQUE%20Specification%20VEO_1050D.pdf. – Date of access: 27.01.2014.

28. Trilogy configuration of the Clinac iX linear accelerator specifications // Varian Medical Systems [Electronic resource]. – 2005. – Tab. 2.1. – Mode of access: http://www.behestandarman.com/varian%20products/trilogy/Trilogy_accelerator_specifications_9515B.pdf. – Date of access: 14.01.2014.

29. Elekta Compact TM // Elekta [Electronic resource]. – 2014. – Mode of access: http://www.elekta.com/dms/elekta/Elekta-Oncology/oncology-treatment-solutions/brochures/0738_Elekta-Compact-Brochure/Elekta%20Compact%E2%84%A2%20brochure.pdf. – Date of access: 18.02.2014.

30. Elekta Digital Accelerator Product data // Elekta [Electronic resource]. – Mode of access: <http://share.pdfonline.com/848170838aef4925ab870ee97840c9fa/DigitalAcceleratorProductData14010711%20%282%29.pdf>. – Date of access: 27.01.2014.

31. Versa HD Product data // Elekta [Electronic resource]. – 2012. – Mode of access: http://www.elekta.com/dms/elekta/elekta-assets/Investors/pdf/presentations/130228_V2_Ikon-Investor-presentation-FINAL/130228_V2_Ikon-Investor%20presentation%20FINAL.pdf. – Date of access: 19.02.2014.

32. Выбор параметров ускорителя ЛУЭ-25 при формировании полей тормозного излучения сложной конфигурации / В. И. Кирейцев [и др.] // Методы предлучевой подготовки и клинической дозиметрии при использовании фигурных полей и формирующих фильтров: тез. докл. IV Всесоюз. симпозиума, 28–30 марта 1978 г. / Центр. науч.-исслед. рентгено-радиолог. ин-т. – Ленинград, 1978. – С. 72.

33. Millennium MLC Training Book // Varian Medical Systems, Inc. – 1999.

34. Agility™ Intelligent beam shaping // Elekta [Electronic resource]. – Mode of access: http://www.elekta.com/healthcare-professionals/products/elekta-oncology/treatment-techniques/beam-shaping/agility.html?utm_source=agility&utm_medium=redirect&utm_campaign=redirects. – Date of access: 27.01.2014.

35. Dynamic Micro Multileaf Collimator // Elekta AB [Electronic resource]. – 2014. – Mode of access: <http://www.elekta.com/healthcare-professionals/>

products/elekta-oncology/treatment-techniques/beam-shaping/dynamic-micro-multileaf-collimator.html. – Date of access: 28.01.2014.

36. Beam Modulator™ // Elekta AB [Electronic resource]. – 2014. – Mode of access: <http://www.elekta.com/healthcare-professionals/products/elekta-oncology/treatment-techniques/beam-shaping/beam-modulator.html>. – Date of access: 28.01.2014.

37. Multileaf Collimator: Characterization, IMRT. Fluence Delivery and IMRT Treatment. Planning / C. Audet [et al.] // Palo Alto Medical Foundation [Electronic resource]. – Mode of access: <http://novaliscircle2008.com/pdf/7/audet.pdf>. – Date of access: 28.01.2014.

38. PortalVision aS1000 // Varian Medical Systems [Electronic resource]. – 2006. – Mode of access: http://www.behestandarman.com/varian%20products/Portal%20Image/PortalVision_aS1000_2553B.pdf. – Date of access: 28.01.2014.

39. iViewGT™ // Elekta AB [Electronic resource]. – 2014. – Mode of access: <http://www.elekta.com/healthcare-professionals/products/elekta-oncology/treatment-techniques/image-guided-radiotherapy-igrt/iviewgt.html>. – Date of access: 28.01.2014.

40. Clinac. The right dose. The right place. The right time // Varian Medical Systems [Electronic resource]. – 1999–2014. – Mode of access: http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/on-board_imager.html. – Date of access: 28.01.2014.

41. XVI // Elekta AB [Electronic resource]. – 2014. – Mode of access: <http://www.elekta.com/healthcare-professionals/products/elekta-oncology/treatment-techniques/image-guided-radiotherapy-igrt/xvi.html>. – Date of access: 28.01.2014.

42. Active Breathing Coordinator™ // Elekta AB [Electronic resource]. – 2014. – Mode of access: <http://www.elekta.com/healthcare-professionals/products/elekta-oncology/treatment-techniques/motion-management/active-breathing-coordinator.html>. – Date of access: 28.01.2014.

43. Real-time Position Management™ (RPM) System [Electronic resource]. – 1999–2014. – Mode of access: http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/rpm_respiratory_gating.html. – Date of access: 14.02.2014.

44. He, X. 4D CT with Respiratory Gating Helps. Locate and Track Lesions to Reduce Target Volumes / Xiao Dong He // A GE Healthcare CT publication [Electronic resource]. – 2011. – Mode of access: <http://www3.gehealthcare.se/sv-SE/Products/Kategorier/~media/Downloads/uk/Product/Computed-Tomography/Veo/1%204D%20CT%20with%20respiratory%20gating.pdf>. – Date of access: 28.01.2014.

45. Carol, M. P. Peacock™: A system for planning and rotational delivery of intensity-modulated fields / M. P. Carol // Inter. J. of Imaging Systems and Technol. – 1995. – Vol. 6, N 1. – P. 56–61.

46. Khan, F. M. The Physics of Radiation Therapy / F. M. Khan. – 4th ed. – Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. – 531 p.

47. Helical Tomotherapy / T. R. Mackie [et al.] // Intensity Modulated Radiation Therapy: The State of the Art / Am. Association of Physicists in Medicine, College Park MD; eds. J. Palta and T. R. Mackie. – Madison: Medical Physics Publishing, 2003. – P. 247–284. – Medical Physics Monograph N 29.
48. A new standard in patient care. Tomo Therapy // Accuray [Electronic resource]. – Mode of access: <http://www.tomotherapy.com>. – Date of access: 28.01.2014.
49. The helical tomotherapy thread effect / M. W. Kissick [et al.] // Med. physics. – 2005. – Vol. 32, N 5. – P. 1414–1423.
50. TBI and total marrow irradiation prior to an allogenic stem cell transplant for patients with hematologic neoplasms / R. Corvo [et al.] // ESTRO 29, Radiotherapy & Oncology. – 2010. – Vol. 96. – Suppl. 1. – Poster 771. – P. S274.
51. Clinical and radiological outcomes of stereotactic radiotherapy with tomotherapy for patients with oligometastatic brain lesions / M. Galeandro [et al.] // Radiotherapy & Oncology. – 2011. – Vol. 99. – Suppl. 1. – P. S161–S162.
52. Initial experience with helical tomotherapy for intracranial stereotactic radiosurgery (SRS) / S. Barra [et al.] // ESTRO31 Radiotherapy & Oncology. – 2012. – Vol. 103. – Suppl. 1. – P. EP1294.
53. Marrone, I. Radiotherapy stereotactic extracranial with tomotherapy: results and toxicity / I. Marrone, C. Beltram // ESTRO 29, Radiotherapy & Oncology [Electronic resource]. – 2010. – Vol. 96. – Suppl. 1. – Poster 1084. – Mode of access: http://www.estro-events.org/Documents/ESTRO29_abstractbook_WEB.pdf. – Date of access: 17.01.2014.
54. Technological implementation based on tomotherapy experience: tomotherapy as a «Gold-Standard» in pareto front-like planning comparison with other advanced photon delivery technique / C. Fiorino [et al.] // ESTRO 29, Radiotherapy & Oncology. – 2010. – Vol. 96. Suppl. 1. – Poster 294.
55. Potential advantages of a new irradiation technique: three dimensional unicursal irradiation with MHI-TM2000 / T. Mizovaki [et al.] // Inter. J. of Radiation Oncol., Biol., Phys. – 2010. – Vol. 78. – Suppl. 3. – P. S94.
56. Clinical experience of an image-guided radiotherapy system “MHI-TM2000” effectiveness of a dual orthogonal on-board kilovolt X-ray imaging unit / M. Kokubo [et al.] // ESTRO 29, Radiotherapy & Oncology. – 2010. – Vol. 96. – Suppl. 1. – Poster 1266. – P. S427.
57. Solberg, T. D. EP-1285 Initial Stereotactic Ablative Radiotherapy Experience Using Vero / T. D. Solberg, P. M. Medin, C. Ding // ESTRO 31, Radiotherapy & Oncology. – 2012. – Vol. 103. – Suppl. 1. – P. S489.
58. Vero™ SBRT // Brain Lab [Electronic resource]. – 2013. – Mode of access: <http://www.brainlab.com/product/item/vero-sbrr/>. – Date of access: 28.01.2014.
59. Image-guided lung stereotactic treatments with the VERO system / C. Garibaldi [et al.] // 2nd ESTRO Forum. – Geneva, 2013. – Poster PO-0848.
60. Comparison of IMRT plans for prostate cancer between VERO, TomoTherapy and conventional linac / K. Nihei [et al.] // 2nd ESTRO Forum. – Geneva, 2013. – Poster PO-0819.

61. Development of a patient-specific collision detection simulator among gantry, couch and patient for VERO-4DRT / A. Sanada [et al.] // 2nd ESTRO Forum. – Geneva, 2013. – Poster EP-1315.

62. Революционный метод лечения рака – Кибер-Нож (Cyber-Knife) // Cyberknife-hospital. ru [Electronic resource]. – 2012. – Mode of access: <http://cyberknife-hospital.ru/887/opucholi-spinnogo-mosga>. – Date of access: 28.01.2014.

63. Cyber Knife Radiotherapy for spine metastases: feasibility and acute toxicity / A. Ferrari [et al.] // 2nd ESTRO Forum. – Geneva, 2013. – Poster EP-1124.

64. Feasibility, safety and outcome of frameless image-guided robotic radiosurgery for brain metastases / A. Muacevic [et al.] // J. of Neuro-Onco-logy. – 2010. – Vol. 97, N 2. – P. 267–274.

65. Dean, C. SBRT in prostate cancer: is Cyber Knife the only option? / C. Dean, N. Macdougall, R. Muirhead // 2nd ESTRO Forum. – Geneva, 2013. – Poster EP-1302.

66. Stereotactic radiotherapy with real-time tumor tracking for non-small cell lung cancer: clin. outcome / N. C. Van der Voort [et al.] // Radiotherapy and Oncology. – 2009. – Vol. 91, N 3. – P. 296–330.

67. Костылев, В. А. Новые технологии лучевой терапии / В. А. Костылев, Б. Я. Наркевич // Медицинская физика: учеб. пособие. – М.: Медицина, 2008. – С. 145–155.

68. Radiation Oncology Physics: A handbook for Teachers and Students / ed. by E. B. Podgorsak. – Vienna: Inter. Atomic Energy Agency, 2005. – Ch. 15. – P. 531–545.

69. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions / D. A. Low [et al.] // Med. Physics. – 1998. – Vol. 25, N 5. – P. 656–661.

70. Руководство по верификации лучевой терапии с модуляцией интенсивности / ESTRO Physics Booklets N 9. – Brussels, 2008. – М.: АМФ-Пресс, 2012.

71. IMRT•IGRT•SBRT: Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy / ed. J. L. Meyer. – Basel; New York: Karger, 2007. – 437 p.

72. Liu, A. Targeted Total Marrow Irradiation (TMI) versus Total Marrow and Lymphatic Irradiation (TMLI): Normal Organ Dose Comparison / A. Liu, T. Schultheiss, J. Wong // ESTRO 29, Radiotherapy and Oncology [Electronic resource]. – 2010. – Vol. 96. – Suppl. 1. – P. S39.

73. Targeted Total Marrow Irradiation using Three-Dimensional Image-guided Tomographic Intensity-Modulated Radiation Therapy: an Alternative to Standard Total Body Irradiation / J. Y. C. Wong [et al.] // Biol. of Blood and Marrow Transplantation. – 2006. – Vol. 12, N 3. – P. 306–315.

74. Применение в клинике гистограмм доза–объем / Т. Г. Ратнер [и др.] // Мед. физика. – 2006. – № 1. – С. 73–81.

75. Плаутин, О. Н. Дозиметрические критерии неравномерного облучения при лучевой терапии онкологических заболеваний / О. Н. Плаутин // Радиология-практика. – 2010. – № 6. – С. 34–37.

76. Podgorsak, E. B. Particle Accelerators in Medicine / E. B. Podgorsak // Compendium to Radiation Physics for Medical Physicists: 300 Problems and Solutions. – Berlin: Springer Verlag, 2014. – P. 1041–1099.

77. Liman, J. T. Optimization of Radiation therapy, III: A method of assessing complication probabilities from dose-volume histograms / J. T. Liman, A. B. Wolbarst // Inter. J. of Radiation Oncol., Biol., Phys. – 1987. – Vol. 13, N 1. – P. 103–109.

78. Пышняк, В. Л. Контроль качества планов при проведении IMRT планирования / В. Л. Пышняк // Сб. материалов сателлитного симпозиума по мед. физике. – Ровно, 2013. – С. 10–11.

79. Is the total gamma index predictive of the actual dose to organs in IMRT plans? / A. Miranti [et al.] // Radiotherapy & Oncology. – 2011. – Vol. 99. – Suppl. 1. – Poster 954.

80. 3D gamma evaluation using a graphical processing unit (GPU) / L. Persoon [et al.] // Radiotherapy & Oncology. – 2011. – Vol. 9. – Suppl. 1. – Poster 1541.

81. Pretreatment verification of VMAT dose delivery as a function of gantry angle using EPID / H. Woodruff [et al.] // Radiotherapy & Oncology. – 2013. – Vol. 106. – Suppl. 2. – Rep. OC–0156.

82. Larsson, T. Accuracy of MLC-tracking for inversely optimized ARC-therapy delivery to moving targets for two different MLCs: dissertation / T. Larsson. – Copenhagen, 2010 [Electronic resource]. – Mode of access: <http://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordId=2157118&fileId=2158021>. – Date of access: 30.01.2014.

83. PO-0829 Feasibility study on assessing dose delivery qa with high dose gradient irradiation / M. Ishikawa [et al.] // Radiotherapy & Oncology. – 2012. – Vol. 103. – Suppl. 1. – P. S323.

84. Interpretation and evaluation of the gamma index and the gamma index angle for the verification of IMRT hybrid plans / M. Stock [et al.] // Physics in Med. and Biol. – 2005. – Vol. 50, N 3. – P. 399–411.

85. Delivery accuracy of treatment plans for dose painting by numbers / J. Steenhuijsen [et al.] // Radiotherapy & Oncology. – 2012. – Vol. 103. – Suppl. 1. – P. S527. – EP-1388.

86. Quality Assurance in Radiotherapy // World Health Organization [Electronic resource]. – 1988. – Mode of access: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/40423/1/9241542241_eng.pdf?ua=1. – Date of access: 20.01.2014.

87. Quality Assurance in Radiotherapy: Proceed. of the Working Meeting on Nat. Progr. // Inter. Atomic Energy Agency, Inter. Soc. for Radiation Oncology [Electronic resource]. – 1997. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_989_prn.pdf. – Date of access: 20.01.2014.

88. Design and Implementation of a radiotherapy programmes: clin., med. phys., radiation protection and safety aspects // Inter. Atomic Energy Agency [Electronic resource]. – 1998. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1040_prn.pdf. – Date of access: 20.01.2014.

89. Radiotherapy physics in practice / ed. J. R. Williams, D. I. Thwaites. – 2nd ed. – Oxford: Oxford University press, 2000. – 332 p.

90. Тарутин, И. Г. Контроль качества медицинских ускорителей электронов: инструкция по применению № 21–0103, утв. М-вом здравоохр. Респ. Беларусь 11.04.2003 / И. Г. Тарутин, А. Г. Страх, Г. В. Гацкевич. Минск, 2003. – 35 с.

91. Тарутин, И. Г. Контроль качества медицинских ускорителей электронов / И. Г. Тарутин, А. Г. Страх, Г. В. Гацкевич // Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике / под ред. Г. В. Гацкевича, И. Г. Тарутина. – Минск: Полипринт, 2009. – С. 31–66.

92. Пилявец, В. И. Учет влияния инерционности привода аппаратов лучевой терапии на погрешность отпуска дозы / В. И. Пилявец, И. Г. Тарутин // Актуальные проблемы онкологии и медицинской радиологии / НИИ онкол. и мед. радиол. им. Н. Н. Александрова. – Минск, 1984. – Вып. 12. – С. 109–113.

93. Тарутин, И. Г. Погрешности в отпуске дозы в ротационных методах лучевой терапии: эксперим. исслед. влияния переходных характеристик штативов линейных ускорителей / И. Г. Тарутин, Е. В. Титович // Медицинская физика – современное состояние, проблемы, пути развития. Новые технологии: материалы 2-го междунар. семинара. – Киев, 2012. – С. 176–181.

94. Development of quality control standards for radiation therapy equipment in Canada / P. Dunscombe [et al.] // J. of Appl. Clin. Med. Physics. – 2007. – Vol. 8, N 1. – P. 108–116.

95. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiotherapy committee Task Group 40 / G. J. Kutcher [et al.] // Med. Physics. – 1994. – Vol. 21, N 4. – P. 582–618.

96. EPID in vivo dosimetry in Rapid Arc technique / K. Slosarek [et al.] // Reports of pract. oncol. and radiol. – 2010. – Vol. 15, N 1. – P. 8–14.

97. 3D dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry / A. Mans [et al.] // Radiotherapy and Oncology. – 2010. – Vol. 94, N 2. – P. 181–187.

98. Fredh, A. Automated analysis of images acquired with electronic portal imaging device during delivery of quality assurance plans for inversely optimized arc therapy / A. Fredh, S. Korreman, P. M. Rosenschold // Radiotherapy and Oncology. – 2010. – Vol. 94, N 2. – P. 195–198.

99. A Quality Assurance Program for the On-Board Imager / S. Yoo [et al.] // Med. Physics. – 2006. – Vol. 33, N 11. – P. 4431–4447.

100. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer: Technical Rep. Series N 430 // Inter. Atomic Energy Agency [Electronic resource]. – 2004. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS430_web.pdf. – Date of access: 20.01.2014.

101. Welleweerd, J. Dose calculation for asymmetric fields using Plato Version 2.01 / J. Welleweerd, W. van der Zee // Radiotherapy and Oncology. – 1998. – Vol. 48. – Suppl. 1. – P. S134.

102. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: an Inter. Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water (Russian ed.). Technical Reports Series 398 / Inter. Atomic Energy Agency [Electronic resource]. – 2000. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS398r_web.pdf. – Date of access: 21.01.2014.

103. IM Sure QA Software // Standard Imaging Inc. [Electronic resource]. – 2014. – Mode of access: http://www.standardimaging.com/uploads/files/IMSure3-3_BR_1265-23.pdf. – Date of access: 17.02.2014.

104. Radcalc // Life Line Software Inc. [Electronic resource]. – Mode of access: <http://s3.amazonaws.com/resources/2013%20RadCalc%20Brochure.pdf>. – Date of access: 17.02.2014. <http://www.lifelinesoftware.com/index.php/radcalc>.

105. Diamond [Electronic resource]. – Freiburg, 2012. – Mode of access: http://www.ptw.de/typo3conf/ext/naw_securedl/secure.php?u=0&file=ZmlsZWFlbWluL2ludGVybmFscy9yYWV9dGVyZW9Ccm9fZW5fOTIyMTM5MDBfMDlucGRm&t=1392727563&hash=e287832fd0e476b4af72011e7f529ab. – Date of access: 17.02.2014.

106. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose) / D. P. Huyskens [et al.] // ESTRO [Electronic resource]. – 2001. – Mode of access: <http://www.estro.org/binaries/content/assets/estro/school/publications/booklet-5-practical-guidelines-for-the-implementation-of-in-vivo-dosimetry-with-diodes-in-external-radiotherapy-with-photon-beams-entrance-dose.pdf>. – Date of access: 21.01.2014.

107. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy: Report of TG No 62 of the Radiation Therapy Committee / Am. Association of Physicists in Medicine [Electronic resource]. – 2005. – Report N 87. – Mode of access: https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_87.pdf. – Date of access: 21.01.2014.

108. Radiotherapy Risk Profile. Technical Manual // World Health Organization [Electronic resource]. – 2008. – Mode of access: http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile. – Date of access: 21.01.2014.

109. Catching errors with in vivo EPID dosimetry / A. Mans [et al.] // Med. Physics. – 2010. – Vol. 37, N 6. – P. 2638–2644.

110. In vivo дозиметрия при дистанционной радиотерапии // Canberra Packard Central Europe [Electronic resource]. – Mode of access: http://www.cpcpe.ru/tools/tr_invivo_ext.shtml. – Date of access: 30.01.2014.

111. Radiation Therapy / IBA Dosimetry GmbH [Electronic resource]. – Mode of access: <http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy#InVivoDosimetry>. – Date of access: 30.01.2014.

112. Sun Nuclear corporation [Electronic resource]. – 2013. – Mode of access: <http://www.sunnuclear.com/medphys/invivo/IVD2/ivd2.asp>. – Date of access: 21.01.2014.

113. GLAaS: An absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager. Applications to IMRT verifications / G. Nicolini [et al.] // *Med. Physics*. – 2006. – Vol. 33, N 8. – P. 2839–2851.
114. The GLAaS algorithm for portal dosimetry and quality assurance of Rapid Arc, an intensity modulated rotational therapy / G. Nicolini [et al.] // *Radiation Oncology*. – 2008. – Vol. 3. – P. 24–32.
115. Commissioning of a commercially available system for intensity modulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation / M. Esers [et al.] // *Radiotherapy and Oncology*. – 2001. – Vol. 60, N 3. – P. 215–224.
116. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry Comparisons, report from AAPM Task Group 119 / G. A. Ezzell [et al.] // *Med. Physics*. – 2009. – Vol. 36, N 11. – P. 5359–5373.
117. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation / T. Depuydt [et al.] // *Radiotherapy and Oncology*. – 2002. – Vol. 62, N 3. – P. 309–319.
118. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments / A. Van Esch [et al.] // *Radiotherapy and Oncology*. – 2002. – Vol. 65, N 1. – P. 53–70.
119. IGRT in an MV imaging environment. Portal Vision™ advanced imaging // Varian Med. Systems [Electronic resource]. – 2013. – Mode of access: http://www.behestandarman.com/varian%20products/Portal%20Image/PortalVision_Advanced%20Imaging_Specs_10087.pdf. – Date of access: 21.01.2014.
120. Xiao, Ying. Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) / Ying Xiao // Radiation Oncology Department, Jefferson Medical College [Electronic resource]. – 2013. – Mode of access: <http://www.springerreference.com/docs/html/chapterdbid/225437.html>. – Date of access: 21.01.2014.
121. Varian IGRT kV-MV Imaging [Electronic resource]. – 2013. – Mode of access: http://www.youtube.com/watch?v=8ySdWkx6m_c. – Date of access: 21.01.2014.
122. Cone Beam CT/IGRT [Electronic resource]. – Mode of access: <http://www.mercyhealthlackscancercenter.com/cone-beam-ct-igrt>. – Date of access: 21.01.2014.
123. 2D Images KV CBCT Imaging-AAPM / Elekta Synergy [Electronic resource]. – Mode of access: <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-12003-52980-718.pdf>. – Date of access: 31.01.2014.
124. Cyber Knife, TomoTherapy, Synchrony: Motion Management / Accuray Incorporated [Electronic resource]. – Mode of access: <http://www.accuray.com/solutions/treatment-delivery/cyberknife-treatment-delivery/motion-management>. – Date of access: 31.01.2014.
125. Holmes, T. Image-Guided Radiation Therapy (IGRT): TomoTherapy / T. Holmes // Springer [Electronic resource]. – 2014. – Mode of access: <http://www.springerreference.com/docs/html/chapterdbid/225438.html>. – Date of access: 23.01.2014.

126. Костылев, В. А. Анализ состояния радиационной онкологии в мире и в России / В. А. Костылев // Мед. физика. – 2009. – № 3 (43). – С. 5–20.
127. Overview of radiation oncology in the Czech Republic / J. Petera [et al.] // Reports of practice Oncology and Radiology. – 2008. – Vol. 13, N 6. – P. 268–274.
128. Regulation of Radiation Therapy Practice in India – Challenges in Ensuring Patient safety / P. K. Dash Sharma [et al.] // Inter. Conf. on Radiation Protection in Medicine: Roundtable 3. Meeting radiation protection needs in healthcare settings with limited infrastructure [Electronic resource]. – Bonn, 2012. – Mode of access: <http://www-pub.iaea.org/MTCD/Meetings/PDFplus/2012/cn192/cn192Programme.pdf>. – Date of access: 21.01.2014.
129. Implementation of Safety Culture in Radiotherapy Centers in Brasil / L. N. Rodrigues [et al.] // Inter. Conf. on Radiation Protection in Medicine: Session 2. Radiation protection of patients in external beam radiotherapy [Electronic resource]. – Bonn, 2012. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Meetings/PDFplus/2012/cn192/cn192_Programme.pdf. – Date of access: 21.01.2014.
130. Current status of radiotherapy equipment in Argentina / R. Sansogne [et al.] // Inter. Conf. on Radiation Protection in Medicine: Session 2. Radiation protection of patients in external beam radiotherapy [Electronic resource]. – Bonn, 2012. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Meetings/PDFplus/2012/cn192/cn192_Programme.pdf. – Date of access: 21.01.2014.
131. Shubina, J. Overview of occupational radiation protection of medical workers in Estonia 2001–2011 / J. Shubina, K. Muru, K. Kornosheva // Inter. Conf. on Radiation Protection in Medicine: Roundtable 3. Meeting radiation protection needs in healthcare settings with limited infrastructure [Electronic resource]. – Bonn, 2012. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Meetings/PDFplus/2012/cn192/cn192_Programme.pdf. – Date of access: 21.01.2014.
132. Major, T. Representative Statement of Hungary: presentation / T. Major, M. Kásler // Regional Coordination and Planning Meeting on Cancer Management in TC Europe Member States. – Febr. 2005.
133. Vassileva, J. Bulgarian approach for strengthening radiation protection in medicine / J. Vassileva // Inter. Conf. on Radiation Protection in Medicine: Roundtable 3. Meeting radiation protection needs in healthcare settings with limited infrastructure [Electronic resource]. – Bonn, 2012. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Meetings/PDFplus/2012/cn192/cn192_Programme.pdf. – Date of access: 21.01.2014.
134. Lale Atahan I. Representative Statement of Turkey: presentation / I. Lale Atahan // Regional Coordination and Planning Meeting on Cancer Management in TC Europe Member States. – Febr. 2005.
135. Reinfuss, M. Radiotherapy facilities, equipment, and staffing in Poland: 2005–2011 / M. Reinfuss, E. Birski, J. Malicki // Reports of Practice Oncol. and Radiol. – 2013. – Vol. 18, N 3. – P. 159–172.
136. Состояние медицинской физики в Украине / Т. Пидлубная [и др.] // Сб. материалов сателлит. симпоз. по мед. физике, Ровно, 25–27 июня 2013 г. – Ровно, 2013. – С. 8–10.

137. Клинические аспекты обеспечения качества лучевой терапии: рекомендации Рос. ассоциации терапевт. радиацион. онкологов (РАТРО) / под ред. А. В. Черниченко, А. В. Филимонова. – М., 2008. – 48 с.

138. Radiotherapy activity planning for Scotland 2011–2015. Report of the Radiotherapy Activity Planning Group // Scottish Executive Health Department [Electronic resource]. – 2005. – Mode of access: <http://www.sor.org/system/files/article/201207/0021749.pdf>. – Date of access: 22.01.2014.

139. Radiotherapy: developing a world class service for England // Report to Ministers from National radiotherapy advisory group [Electronic resource]. – 2007. – Mode of access: http://www.axrem.org.uk/radiotherapy_papers/DH_Radiotherapy_developing_first_class_service_NRAG.pdf. – Date of access: 22.01.2014.

140. Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities / Safety Reports Series № 47 // Inter. Atomic Energy Agency [Electronic resource]. – 2006. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1223_web.pdf. – Date of access: 21.01.2014.

141. Тарутин, И. Г. Необходимая оснащенность радиотерапевтическими аппаратами онкологических учреждений Республики Беларусь / И. Г. Тарутин, О. А. Барановский, З. Э. Гедревич // Актуальные проблемы лучевой диагностики, лучевой терапии и радиационной безопасности: материалы междунар. науч.-практ. конф., Гомель, 19–20 нояб. 2008 г. – Минск: БелМАПО, 2008. – С. 161–164.

142. Тарутин, И. Г. Прогноз необходимой обеспеченности радиотерапевтическими аппаратами онкологических учреждений / И. Г. Тарутин // Мед. физика. – 2008. – № 4 (40). – С. 16–19.

143. Determination of Absorbed Dose in a Patient irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures / Report ICRU–24 of Intern. Commis. on Radiation Units and Measurements. – Bethesda, MD: ICRU, 1976. – 76 p.

144. Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom // Offic. J. of the Eur. Union. – 1997. – Vol. 40, L180/22. – P. 1–6.

145. Proceedings of the Inter. Symp. on Pract. Implementation of Clin. Audit for Exposure to Radiation in Med. Practice, 24–27 may 2003 [Electronic resource]. – 2003. – Mode of access: <http://www.clinicalaudit.net/img/Proceedings2003.pdf>. – Date of access: 16.01.2014.

146. Lessons learned from accidental exposure in radiotherapy / Inter. Atomic Energy Agency. – Safety Report Series N 17. [Electronic resource]. – 2000. – Mode of access: <http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/5818/Lessons-Learned-from-Accidental-Exposures-in-Radiotherapy>. – Date of access: 21.01.2014.

147. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: Inter. Basic Safety Standards / Inter. Atomic Energy Agency. – General Safety Require-

ments Part 3. (Interim). [Electronic resource]. – 2011. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/p1531interim_web.pdf. – Date of access: 22.01.2014.

148. Радиологическая защита при медицинском облучении ионизирующим излучением: руководство по безопасности / МАГАТЭ. – Серия норм безопасности № RS-G-1,5 [Электронный ресурс]. – 2004. – Режим доступа: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1117r_web.pdf. – Дата доступа: 22.01.2014.

149. Об утверждении порядка оказания медицинской помощи онкологическим больным / Приказ Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации, 3 декабря 2009 г. № 944н: Приложение № 3 // Рос. газета (Федеральный выпуск № 5069). – 3 дек. 2009.

150. Международный учебный центр по медицинской физике, лучевой терапии и ядерной медицине // Проект МАГАТЭ C7–RER/6/025/001 [Электронный ресурс]. – 2012. – Режим доступа: <http://sngatom.com/sites/default/files/presentations/%D0%9C%D0%A0%D0%93%20%20-%D0%9D%D0%B0%D1%80%D0%BA%D0%B5%D0%B2%D0%B8%D1%87%20%D0%91.pdf>. – Дата доступа: 30.01.2014.

151. Международные семинары «Физико–дозиметрические аспекты лучевой терапии злокачественных опухолей» / И. Г. Тарутин [и др.] // Укр. радіол. журн. – 2012. – Т. 20, № 2. – С. 212–213.

152. Коротаева, А. О. 27-е курсы повышения квалификации «Медико-физические и клинические аспекты лучевой терапии и диагностики» / А. О. Коротаева // Мед. физика. – 2011. – № 4 (52). – С. 111–112.

153. Совершенствование системы гарантии качества и контроля качества лучевой терапии в Республике Беларусь // Проект МАГАТЭ BYE/6/006. – 2003.

154. Heeren, J. EU funding for ESQUIRE project. A boost for ESTRO's efforts for QUALITY in Radiotherapy / J. Heeren // ESTRO news. – 2001. – N 49. – P. 5–6.

155. Uhlmann, E. M. The linear electron accelerator as a source of fast electrons for cancer therapy / E. M. Uhlmann, C. L. Hsich, C. L. Lootens // Radiology. – 1956. – Vol. 66, N 6. – P. 859–869.

156. Karlsson, M. Electrons, the lost particle: or are they still in charge? – For the motion! / M. Karlsson // 2nd ESTRO Forum [Электронный ресурс]. – Geneva, 2013. – Режим доступа: <http://www.ipem.ac.uk/Portals/0/Documents/Conferences/Conference%20Reports/Travel%20bursary%20meeting%20report%20-%20ESTRO%20v2%20Malone%20and%20Sawoud.pdf>. – Дата доступа: 13.01.2014.

157. Mackie, T. R. Electrons, the lost particle: Are they still in charge? – Against the motion! / T. R. Mackie // 2nd ESTRO Forum [Электронный ресурс]. – Geneva, 2013. — Режим доступа: <http://www.ipem.ac.uk/Portals/0/Documents/Conferences/Conference%20Reports/Travel%20bursary%20meeting%20report%20-%20ESTRO%20v2%20Malone%20and%20Sawoud.pdf>. – Дата доступа: 13.01.2014.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие	3
Перечень сокращений	7
<i>Глава 1. Краткая история развития линейных ускорителей электронов для лучевой терапии</i>	8
<i>Глава 2. Современные ускорители электронов для высокотехнологичной лучевой терапии</i>	18
2.1. Линейные ускорители традиционного исполнения	22
2.1.1. Многопластинчатые диафрагмы.....	30
2.1.2. Системы получения транзитных мегавольтных изображений (EPID)	49
2.1.3. Интегрированные системы получения рентгеновских изображений.....	50
2.1.4. Системы синхронизации по дыханию	52
2.2. Линейные ускорители для спирального облучения «ТОМО»	54
2.3. Ускоритель “VERO”	57
2.4. Ускоритель, расположенный на роботизированном манипуляторе	59
2.5. Ускорители для интраоперационного облучения	61
<i>Глава 3. Современная высокотехнологичная лучевая терапия</i> ...	62
3.1. Методы современной высокотехнологичной лучевой терапии....	63
3.1.1. 3DCRT – трехмерная конформная лучевая терапия.....	64
3.1.2. IMRT – лучевая терапия с модулированной интенсивностью.....	65
3.1.3. IGRT – лучевая терапия с визуальным контролем	66
3.1.4. VMAT (IMAT, AMRT) – подвижная лучевая терапия с объемной модуляцией интенсивности	66
3.1.5. 4D – лучевая терапия, синхронизированная с дыхательным циклом пациентов	67

3.1.6. SRT, SRS – стереотаксическая лучевая терапия и радиохирurgia.....	68
3.1.7. IORT – интраоперационное облучение.....	69
3.1.8. TBI – тотальное облучение тела на линейных ускорителях...	69
3.2. Оценка реализации высокотехнологичных методов лучевой терапии.....	70
3.2.1. Оценка рассчитанных планов облучения с помощью гистограмм доза–объем.....	71
3.2.2. Оценка реализованных планов облучения методом гамма-индексирования	73
Глава 4. Контроль качества работы ускорителей электронов....	76
4.1. Обоснование проведения контроля качества ускорителей	76
4.2. Общие характеристики ускорителей, подлежащие контролю качества.....	79
4.3. Периодический контроль качества работы ускорителей	82
4.4. Характеристики современных ускорителей, подлежащие контролю качества	85
4.5. Проверка многопластинчатых диафрагм	88
4.6. Проверка функциональных характеристик штативов ускорителей.....	93
4.7. Контроль качества систем EPID.....	95
4.8. Контроль качества систем рентгеновского контроля, установленных на штативах ускорителей	96
Глава 5. Виды верификационных мероприятий в высокотехнологичной лучевой терапии	99
5.1. Верификация расчета дозового распределения	99
5.1.1. Верификация алгоритмов расчета распределений дозы	103
5.1.2. Верификация расчета количества мониторинговых единиц для индивидуального плана облучения пациента	105
5.2. Верификация доставки дозового распределения	113
5.2.1. <i>In vivo</i> дозиметрия.....	113
5.2.2. Особенности верификации планов облучения пациентов по методикам лучевой терапии с модулированной интенсивностью	119
5.3. Верификация положения пациента во время облучения	128
Глава 6. Эксплуатация линейных ускорителей электронов для высокотехнологичной лучевой терапии	132
6.1. Организация работы ускорителей при проведении высокотехнологичной лучевой терапии.....	132

6.2. Программа гарантии качества высокотехнологичной лучевой терапии	137
6.3. Организация контроля качества работы современных ускорителей электронов	139
6.4. Сервисное обслуживание	144
Глава 7. Кадровое обеспечение работы современных медицинских линейных ускорителей электронов	145
Глава 8. Тенденции развития ускорителей электронов для высокотехнологичной лучевой терапии	153
Заключение	158
Литература.....	160

Научное издание

Тарутин Игорь Германович
Титович Егор Владимирович

**ПРИМЕНЕНИЕ ЛИНЕЙНЫХ
УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ
В ВЫСОКОТЕХНОЛОГИЧНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

Редактор *В. Г. Колосовская*
Художественный редактор *Т. Д. Царева*
Технический редактор *О. А. Толстая*
Компьютерная верстка *Н. И. Кащуба*

Подписано в печать 25.06.2014. Формат 84×108¹/₃₂. Бумага офсетная.
Печать цифровая. Усл. печ. л. 9,24. Уч.-изд. л. 7,5. Тираж 400 экз. Заказ 118.

Издатель и полиграфическое исполнение: Республиканское
унитарное предприятие «Издательский дом «Беларуская навука».
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий № 1/18 от 02.08.2013.
Ул. Ф. Скорины, 40, 220141, Минск.