

ВЛИЯНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК МЕДИЦИНСКИХ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ НА ДОЗОВЫЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ С УЧЕТОМ АНАТОМИИ ПАЦИЕНТА И ПАРАМЕТРОВ ОПУХОЛИ.

Часть 1. Отклонения механических параметров

Е.В. Титович¹, И.Г. Тарутин¹, М.Г. Киселев²

*¹ Республиканский научно-практический центр онкологии
и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, Минск, Белоруссия*

² Белорусский национальный технический университет, Минск, Белоруссия

Предложена методика определения погрешностей дозового распределения, возникающих в результате отклонений механических параметров медицинских линейных ускорителей электронов и выявленных при проведении периодического контроля качества. Обсуждаются особенности определения репрезентативного пациента и создания фантомов, необходимых для проведения анализа выявленных отклонений в величине поглощенной дозы с учетом параметров опухолей и органов риска. Показано, что использование методики позволяет выразить результаты периодического контроля качества механических характеристик линейного ускорителя в единицах поглощенной дозы и, тем самым, наиболее точно оценить возможность клинического использования данного аппарата для облучения пациентов, а также уменьшить погрешности распределения дозы.

Ключевые слова: *лучевая терапия, линейные ускорители, механические характеристики, контроль качества, репрезентативный пациент, дозовое распределение, определение погрешностей*

Введение

В современной лучевой терапии (ЛТ) главным критерием качества лучевого лечения пациентов является необходимость подведения терапевтической дозы с высокой точностью. В [1] определены предельно допустимые погрешности величины поглощенной дозы, доставляемой пациентам радиационными пучками. Для достижения требуемой точности распределения дозы с учетом погрешностей, возникающих в результате изменений эксплуатационных характеристик медицинских линейных ускорителей электронов (ЛУ), разработаны специализированные программы (протоколы) контроля качества (КК) функционирования такого оборудования, позволяющие проводить оценку приемлемости его

клинического использования. Цель этих процедур – обеспечение постоянства заданных характеристик и физических параметров, которые, в конечном счете, влияют на геометрическую и дозиметрическую точность подведения дозы пациенту. В качестве критериев используют соответствие результатов большого количества независимых измерений механических характеристик ЛУ и дозиметрических параметров пучка излучения, проводимых с различной периодичностью, опорным значениям этих характеристик, установленным во время ввода оборудования в эксплуатацию. Для получения требуемых экспериментальных результатов необходимо проведение целого ряда тестов и проверок с использованием специализированного оборудования при участии высококвалифицированных медицинских

физиков и дозиметристов. При выявлении отклонения любого из измеренных параметров, превышающего установленные программой КК величины, использование данного ЛУ для проведения ЛТ считается неприемлемым.

В настоящее время актуальным для медицинских учреждений Белоруссии, в которых проводится облучение онкологических больных с применением ЛУ, является протокол контроля качества [2], созданный по заданию Министерства здравоохранения РБ в 2003 г. Известны существующие программы КК ЛУ других стран мира [3–8], а также рекомендации международных некоммерческих организаций в области радиационной защиты [9, 10].

Основным недостатком данных программ КК ЛУ является то, что методики оценки результатов КК не являются оптимальными и достаточными в области, касающейся вынесения решения о возможности клинической эксплуатации обследуемых аппаратов, поскольку используют в качестве приемлемости недозовые величины и, что особенно важно, не учитывают параметры анатомии пациента и облучаемой мишени.

Цель работы – создание методики определения ошибок в доставляемом пациентам распределении дозы, возникающих в результате отклонений механических параметров ЛУ, которые выявляются при проведении периодического КК. Методика основана на результатах анализа дозовых распределений и позволяет учесть параметры пациентов и мишеней. Внедрение в клиническую практику такой методики позволит использовать единые дозовые критерии при проведении КК любого медицинского ЛУ. Это, в свою очередь, приведет к уменьшению погрешностей распределения дозы и полностью исключит возможность превышения предельно допустимого значения погрешности поглощенной дозы. Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- ✓ определить параметры репрезентативных пациентов с учетом особенностей проведения лучевого лечения;
- ✓ создать фантомы для учета параметров облучаемых структур;
- ✓ разработать методику определения ошибок в дозовом распределении, возникающих в результате отклонений механических характеристик ЛУ и выявляемых при проведении процедур периодического КК.

Определение параметров репрезентативных пациентов и создание фантомов

Определение поглощенной дозы, полученной пациентом во время сеансов ЛТ, требует наличия достоверной топометрической информации, учитывающей все его анатомические особенности, а также параметры облучаемой мишени и расположенных в непосредственной близости от нее органов [11].

Известны исследования, посвященные определению параметров так называемого репрезентативного пациента (пациент, чьи анатомические и физиологические характеристики, оказывающие влияние на распределение дозы, наиболее близки к их средним значениям) [12, 13]. Основным недостатком данных работ по определению репрезентативных пациентов является то, что в них рассматриваются все пациенты, которые становятся объектом воздействия медицинского облучения, в том числе различного рода рентгенодиагностических исследований (подавляющее большинство), во время которых получаемая пациентами поглощенная доза на несколько порядков ниже таковых значений при проведении ЛТ. При этом отсутствует распределение пациентов по локализациям злокачественных опухолей и их параметрам. В связи с этим для выявления наиболее часто встречающихся в практике онкологических учреждений Белоруссии локализаций злокачественных новообразований проведен анализ статистики заболеваемости за 2003–2012 гг, приведенной в белорусском канцер-регистре [14]. Определены следующие локализации опухолей, имеющие наибольшее распространение:

1. Для мужского населения РБ заболеваемость злокачественными новообразованиями составляет: рак легкого (16,3 % выявленных случаев); предстательной железы (15,3 %); кожи (12,3 % без меланомы); желудка (8,3 %); почки (5,6 %); ободочной кишки (5,5 %); полости рта и глотки (5,1 %).
2. Для женского населения: рак кожи (19,4 %); молочной железы (17,7 %); тела матки (8 %); ободочной кишки (6,3 %); желудка (5,9 %); яичника (4,6 %); прямой кишки (4,3 %).
3. Структура заболеваемости детского населения отличается высокой долей лейкозов, лимфом, новообразований головного мозга, эндокринных желез, почки, брюшины.

С использованием полученных данных авторами проведен выборочный анализ данных

онкологической информационной системы ARIA [15], функционирующей в РНПЦ ОМР с 2005 г. и содержащей более 30 тыс. историй болезни пациентов, прошедших лучевое лечение с применением ЛУ. Выявлено, что лечению по методикам дистанционной лучевой терапии наиболее часто подвергаются следующие локализации:

- ✓ у мужчин – рак предстательной железы (С61) со второй стадией заболевания ($T_{2b}N_0M_0$ либо $T_{2c}N_0M_0$). Дистанционное облучение рака предстательной железы осуществляется тормозным излучением с использованием конформного облучения, либо ЛТ с модулированной интенсивностью, в соответствии с алгоритмами лечения злокачественных новообразований, утвержденными Минздравом РБ [16];
- ✓ у женщин – рак молочной железы (С50) со стадиями заболевания IIa ($T_0, T_1; N_0, N_1; M_0$) и IIb ($T_2N_1M_0$ либо $T_3N_0M_0$). Дистанционное облучение рака молочной железы осуществляется тормозным излучением с использованием конформного облучения, либо ЛТ с модулированной интенсивностью, в соответствии с утвержденными алгоритмами лечения [17];
- ✓ у детей – новообразования центральной нервной системы, в частности опухоли головного мозга различной степени злокачественности (С70–72). Дистанционное облучение опухолей центральной нервной системы у детей осуществляется тормозным излучением с использованием конформного облучения, либо ЛТ с модулированной интенсивностью, в соответствии с [18].

На основании анализа планов облучения пациентов трех категорий (мужчина, женщина и ребенок) с локализациями мишеней, которые наиболее часто подвергались лучевому лечению, авторами определены следующие анатомические и физиологические параметры, оказывающие влияние на распределение дозы, которые могут быть использованы для определения репрезентативных пациентов и при создании фантомов:

- ✓ передне-задний размер структуры BODY (тело или голова пациента);
- ✓ ширина структуры BODY;
- ✓ общее количество полей облучения;
- ✓ количество полей облучения фотонами 6 МВ;
- ✓ количество полей облучения фотонами 18 МВ;
- ✓ клинический объем облучения;
- ✓ объем предстательной железы при облучении простаты;

- ✓ объем прямой кишки при облучении простаты у мужчин;
- ✓ объем обеих легких при облучении молочной железы у женщин;
- ✓ объем здоровой молочной железы при облучении молочной железы у женщин;
- ✓ объем головного мозга при облучении головного мозга у детей.

Передне-задний размер структуры BODY и ее ширина определены на уровне изоцентра в трансверсальной плоскости при облучении предстательной и молочной желез. При облучении головного мозга в качестве этих величин использованы максимальные значения из измеренных во всем объеме структур.

Для определения репрезентативных пациентов проведен анализ 630 планов облучения: 220 мужчин с раком простаты, 290 женщин с раком молочной железы и 120 детей, которым было проведено облучение головного мозга, получивших лучевое лечение в период с 2007 по 2012 г.

На основании результатов анализа планов облучения для каждой из трех категорий авторами определен репрезентативный пациент с описанными выше анатомическими и физиологическими параметрами, наиболее соответствующими средним их значениям по выборке. Параметры этих пациентов представлены в табл. 1.

Для проведения расчета погрешностей дозовых распределений, возникающих в результате отклонений механических характеристик ЛУ, авторами, с использованием инструментария компьютерной системы планирования облучения (КСПО) Eclipse, создано три математических фантома с параметрами, соответствующими таковым из табл. 1 для репрезентативных пациентов. Для проведения симуляции отклонений механических параметров ЛУ от их опорных значений и оценки влияния этих отклонений на дозовое распределение, рассчитаны планы облучения для каждого из созданных фантомов, полностью соответствующие планам облучения, в соответствии с которыми осуществлялось лечение репрезентативных пациентов для каждой из рассматриваемых локализаций.

Методика определения погрешностей дозового распределения

Для конфигурации алгоритмов расчета дозовых распределений КСПО Eclipse на основании методов, изложенных в [19], проведены из-

Таблица 1

Параметры репрезентативных пациентов с локализациями мишеней, наиболее часто подвергавшихся лучевому лечению с применением ЛУ в РНПЦ ОМР им. Н.Н. Александрова

Параметр	Облучение предстательной железы	Облучение молочной железы у женщин	Облучение головного мозга у детей
Передне-задний размер структуры BODY, см	23,8	18,2	18,8
Ширина структуры BODY, см	36,5	47,9	14,9
Общее количество полей облучения	4	5	5
Количество полей облучения с энергией фотонов 6 МВ	0	3	0
Количество полей облучения с энергией фотонов 18 МВ	4	2	5
Клинический объем облучения, см	338,2	720,2	110,4
Объем предстательной железы, см ³	123,6	–	–
Объем прямой кишки, см ³	75,7	–	–
Объем обоих легких, см ³	–	2717	–
Объем здоровой молочной железы, см ³	–	697,8	–
Объем головного мозга, см ³	–	–	1423,7

мерения параметров пучков фотонов с энергиями генерации 6 и 18 МВ для ЛУ Trilogy (Varian) № 3567, установленного в РНПЦ ОМР. Для открытых полей облучения измерены следующие параметры:

- ✓ процентные распределения глубинных доз (ПГД) для полей размерами от 3×3 до 10×10 см с шагом 2 см и для полей от 15×15 до 40×40 см с шагом 5 см;
- ✓ профильные распределения доз на глубинах 5, 10, 20, 30 см и глубине максимума ионизации для тех же размеров полей;
- ✓ коэффициенты радиационного выхода (КРВ) для прямоугольных полей со стороной от 3 до 40 см с шагом 2 см;
- ✓ диагональные профильные распределения дозы для поля 40×40 см на глубинах 5, 10, 20, 30 см и глубине максимума ионизации.

Для полей облучения, сформированных при помощи физических клиновидных фильтров (15, 30, 45 и 60°) измерены:

- ✓ ПГД для полей размерами от 3×3 до 10×10 см с шагом 2 см и для полей от 15×15 до 40 × поперечный размер клина с шагом 5 см,
- ✓ поперечные профильные распределения доз на глубинах 5, 10, 20, 30 см и глубине максимума ионизации для тех же размеров полей,
- ✓ КРВ для полей со стороной от 3 до 40 см с шагом 2 см по каждой стороне,
- ✓ продольные профильные распределения дозы для поля размерами 40 × поперечный размер

клина на глубинах 5, 10, 20, 3 см и глубине максимума ионизации.

С использованием протокола КК [2] определены технические характеристики ЛУ, подлежащие периодической проверке и калибровке, отклонения значений которых от опорного значения может привести к погрешностям дозового распределения:

- ✓ неточность калибровки радиационного выхода, вызванная отклонениями механических характеристик ЛУ от их опорных значений;
- ✓ неточность установки нулевого положения штатива ускорителя;
- ✓ девиация изоцентра штатива ускорителя;
- ✓ неточность установки нулевого положения коллиматора;
- ✓ девиация изоцентра коллиматора;
- ✓ неточность показаний светового указателя расстояния источник–поверхность (РИП);
- ✓ неточность установки размеров поля облучения (по световому полю);
- ✓ неточность установки латеральных и сагитального центрирования (вертикальное и горизонтальное положение);
- ✓ неточность перемещений деки лечебного стола.

Для оценки влияния перечисленных характеристик обследуемого ЛУ на величину погрешности дозового распределения, возникающей вследствие выявленных при проведении пе-

Таблица 2

Преобразование опорного плана облучения с использованием результатов периодического КК ЛУ

Источник возникновения погрешности в дозовом распределении, доставляемом пациенту	Применяемое преобразование опорного плана облучения
Погрешность в дозе при калибровке радиационного выхода, вызванная отклонениями механических характеристик ЛУ от их опорных значений	Коррекция разовой и итоговой дозы плана облучения в соответствии с результатами расчета величины погрешности, определяемой по формуле (1)
Погрешность установки нулевого положения штатива ускорителя	Наклон штатива для каждого поля в плане облучения на величину погрешности
Девиация изоцентра вращения штатива ускорителя	Коррекция положения изоцентра плана облучения в соответствии с результатами измерений периодического КК
Погрешность установки нулевого положения коллиматора ускорителя	Наклон коллиматора для каждого поля в плане облучения на величину погрешности
Девиация изоцентра вращения коллиматора ускорителя	Коррекция положения изоцентра поля облучения в соответствии с экспериментально измеренной кривой зависимости смещения изоцентра вращения коллиматора от угла его вращения
Погрешность показаний светового указателя расстояния источник-поверхность*	Коррекция итоговой дозы поля облучения в соответствии с расчетом величины погрешности по формуле (10)
Погрешность установки размеров поля облучения	Коррекция размеров каждого поля облучения в соответствии с результатами измерений периодического КК
Погрешность в определении опорного положения лазерных центраторов	Коррекция положения изоцентра плана облучения в соответствии с данными периодического КК
Погрешность установки положения деки лечебного стола, возникающая вследствие ее перемещения**	Коррекция положения изоцентра плана облучения в соответствии с данными периодического КК

* коррекция осуществляется только при использовании методики облучения с постоянным РИП;

** коррекция производится только при использовании методик укладки пациента в позицию облучения, предполагающих его перемещение после осуществления центрации

риодического КК ЛУ отклонений механических характеристик, авторами разработана методика, включающая в себя следующие этапы:

Этап 1. Для каждого созданного фантома из КСПО Eclipse проводится экспорт плоскостного дозового распределения в файл медицинского назначения *.dcm, актуального для плана облучения с механическими характеристиками аппарата, не имеющими отклонений от их опорных значений, в плоскости изоцентра. Полученное дозовое изображение в дальнейшем используется в качестве опорного. Был проведен экспорт дозовых матриц во фронтальной плоскости размерами 27×27 см и общим количеством точек оценки 729 для возможности проведения контрольных измерений дозы, с использованием детектора PTW 2DARRAY 729.

Этап 2. Для каждого созданного фантома с помощью инструментария КСПО Eclipse производится преобразование опорных планов

облучения с использованием результатов периодического КК механических параметров обследуемого ЛУ. Применяются следующие виды преобразования плана облучения в зависимости от выявленных отклонений механических характеристик ЛУ от их опорных значений (табл. 2).

Погрешность дозы при проведении калибровки радиационного выхода определяется по формуле:

$$ERR_{total} = \frac{ME_{meas}}{ME_{cal}} \times 100, \quad (1)$$

где ERR_{total} – интегральная погрешность в дозе при калибровке радиационного выхода медицинского ЛУ; ME_{meas} – измеренное значение радиационного выхода во время процедуры калибровки; ME_{cal} – истинное значение радиационного выхода (без погрешностей), определяется по формуле:

$$ME_{cal} = ME_{meas} + K_{cal}, \quad (2)$$

где K_{cal} – суммарный коэффициент погрешности, учитывающий влияние всех технико-дозиметрических характеристик ЛУ.

$$K_{cal} = K_{grcal} \times K_{gisoxycal} \times K_{gisozcal} \times K_{crcal} \times K_{cisoxycal} \times K_{opdcal} \times K_{fscalA} \times K_{fscalB} \times K_{lasxycal} \times K_{laszcal} \times K_{txycal} \times K_{tzcal} \times K_{titlcal} \times K_{drcal} \times K_{prerrcal} \times K_{symcal} \times K_{flcal} \times K_{grotmecal} \times K_{scpercal} \quad (3)$$

В формуле (3) применяются коэффициенты, учитывающие влияние следующих факторов: K_{grcal} – определяемого по формуле (4) угла наклона штатива на значение радиационного выхода ЛУ. $K_{gisoxycal}$ – определяемого по формуле (6) смещения изоцентра вращения штатива на величины x и y по сагиттальной и латеральной осям соответственно на значение радиационного выхода. $K_{gisozcal}$ – определяемого по формуле (7) угла смещения изоцентра штатива по сагиттальной и латеральной осям на значение радиационного выхода. K_{crcal} – определяемой по формуле (8) погрешности установки нулевого положения коллиматора на значение радиационного выхода. $K_{cisoxycal}$ – определяемого по формуле (9) смещения изоцентра коллиматора ЛУ на величины x и y по сагиттальной и латеральной осям на значение радиационного выхода. K_{opdcal} – определяемой по формуле (10) погрешности показаний светового указателя РИП= f на значение ME_{cal} . K_{fscalA} и K_{fscalB} – определяемой по формуле (11) погрешности установки размеров поля облучения по стороне А и В соответственно на значение ME_{cal} . $K_{lasxycal}$ – определяемого по формуле (12) смещения положения центраторов по сагиттальной и латеральной осям соответственно на значение радиационного выхода. $K_{laszcal}$ – определяемого по формуле (13) смещения положения центраторов по вертикальной оси на значение радиационного выхода. K_{txycal} – определяемого по формуле (14) смещения положения лечебного стола по сагиттальной и латеральной осям соответственно на радиационный выход. K_{tzcal} – определяемого по формуле (15) смещения положения лечебного стола по вертикальной оси на значение радиационного выхода. $K_{titlcal}$ – определяемого по формуле (16) наклона деки лечебного стола на значение радиационного выхода. K_{drcal} – определяемого по формуле (17) изменения мощности дозы на значение радиационного выхода при проведении процедуры калибровки радиационного выхода. $K_{prerrcal}$ – определяемой по формуле (18) погрешности измерения проникающей способности фотонного из-

лучения ($TPR_{20,10}$) на значение радиационного выхода. K_{symcal} – определяемых по формуле (19) отклонений в симметрии радиационного пучка на значение радиационного выхода. K_{flcal} – определяемых по формуле (20) отклонений в равномерности радиационного пучка на значение радиационного выхода. $K_{grotmecal}$ – определяемой по формуле (21) угловой зависимости радиационного выхода линейного ускорителя на ошибки в дозе. $K_{scpercal}$ – определяемого по формуле (22) изменения радиационного выхода при определении коэффициентов радиационного выхода на его значение.

Определение коэффициентов, характеризующих погрешности дозы, вызванной отклонением каждого конкретного параметра обследуемого ЛУ, производят по следующим формулам:

1. Точность установки нулевого положения штатива ускорителя

$$K_{grcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{grcal\alpha}} = BOO_d(r)_\alpha \times F_\alpha \times K_{g,0\alpha} \times \frac{D_{Z_{ref\alpha}}}{D_{Z_{ref}}} \times K_{РИП\alpha} \quad (4)$$

где $ME_{grcal\alpha}$ – значение радиационного выхода при наклоне штатива на угол α ; $BOO_d(r)_\alpha$ – коэффициент, характеризующий отношение значения поглощенной дозы в точке вне оси на опорной глубине 10 см и расстоянии от пересечения осей радиационного пучка (r) к дозе симметричного поля на той же глубине в точке пересечения центральных осей пучков для углов наклона штатива α ; F_α – фактор изменения величины поглощенной дозы на глубине d при изменении РИП при повороте штатива на угол α ; $K_{g,0\alpha}$ – коэффициент качества, характеризующий проникающую способность фотонного излучения, вследствие изменения значений ПГД для углов наклона штатива α ; $Dz_{ref\alpha}$ – доза в точке измерений при изменении углов наклона α ; Dz_{ref} – доза в точке измерений при нулевом положении штатива ЛУ; $K_{РИП\alpha}$ учитывает изменение плотности потока фотонов с изменением РИП для углов наклона α .

Фактор изменения величины поглощенной дозы F_α на глубине d при изменении РИП при повороте штатива на угол α определяют по формуле:

$$F_\alpha = \left(\frac{РИП_\alpha + d_m}{РИП + d_m} \right)^2 \times \left(\frac{РИП + d}{РИП_\alpha + d} \right)^2 \quad (5)$$

где $РИП_\alpha$ – РИП при повороте штатива на угол α ; d_m – глубина максимума ионизации для данной энергии излучения; $РИП$ – РИП при нулевом положении штатива; d – глубина точки измерения.

2. Девияция изоцентра вращения штатива ускорителя

2.1. Смещение изоцентра по сагиттальной (x) и латеральной (y) осям

$$K_{gisoxycal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{gisoxy}} = BOO_d(r_{iso})_{gisoxy}, \quad (6)$$

где ME_{gisoxy} – значение радиационного выхода ЛУ при смещении изоцентра вращения штатива на величины x и y ; $BOO_d(r_{iso})_{gisoxy}$ характеризует отношение значения поглощенной дозы в точке вне оси на опорной глубине 10 см и расстоянии от пересечения осей пучка r_{iso} к дозе симметричного поля на той же глубине в точке пересечения центральных осей пучка для различных x и y .

2.2. Смещение изоцентра вращения штатива по вертикальной оси

$$K_{gisozcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{gisoz}} = \frac{K_{РИПgisoz} \times F_{gisoz}}{K_{\theta, \theta_0 gisoz}}, \quad (7)$$

где ME_{gisoz} – значение радиационного выхода при смещении изоцентра вращения штатива на величину z перпендикулярно плоскости падения пучка; $K_{РИПgisoz}$ учитывает изменение плотности потока фотонного пучка при смещении изоцентра вращения штатива на величину z ; F_{gisoz} – изменение величины поглощенной дозы на глубине d при изменении РИП вызванным изменением z ; $K_{\theta, \theta_0 gisoz}$ – коэффициент качества пучка, характеризующий проникающую способность фотонного излучения вследствие изменения значений ПГД при изменении z ;

3. Точность установки нулевого положения коллиматора ускорителя

$$K_{cocal} = 1. \quad (8)$$

4. Девияция изоцентра вращения коллиматора ускорителя

$$K_{cisoxycal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{cisoxy}} = BOO_d(r_{iso})_{cisoxy}, \quad (9)$$

где ME_{cisoxy} – значение радиационного выхода при смещении изоцентра поворота коллиматора на величины x и y ; $BOO_d(r_{iso})_{cisoxy}$ характеризует от-

ношение значения поглощенной дозы в точке вне оси на опорной глубине 10 см и расстоянии от пересечения осей пучка r_{iso} к дозе симметричного поля на той же глубине в точке пересечения центральных осей пучка для различных x и y .

5. Точность показаний светового указателя РИП

$$K_{opdcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{opdcal}} = \frac{K_{РИПopd} \times F_{opd}}{K_{\theta, \theta_0 opd}}, \quad (10)$$

где ME_{opdcal} – значение радиационного выхода при наличии ошибки в f ; $K_{РИПopd}$ учитывает изменение плотности потока фотонов с изменением РИП при изменении f ; F_{opd} – изменение величины поглощенной дозы на опорной глубине при изменении РИП, вызванного изменением f ; $K_{\theta, \theta_0 opd}$ – коэффициент качества, характеризующий проникающую способность фотонного излучения вследствие изменения ПГД при изменении f .

6. Точность установки размеров поля облучения по световому полю

6.1. Точность установки поля облучения в направлении, перпендикулярном расположению лечебного стола (А)

$$K_{fscalA} = \frac{ME_{cal}}{ME_{fscalA}} = \frac{S_{c,PA}(r_{кв})_{cal} \times P(r_{кв}/100)}{K_{\theta, \theta_0 fs}}, \quad (11)$$

где ME_{fscalA} – значение радиационного выхода при наличии ошибки в установке размеров поля облучения (А) по латеральной оси; $S_{c,PA}(r_{кв})_{cal}$ – коэффициент полного рассеяния, представляющий собой отношение мощности дозы на опорной глубине для квадратного поля заданных размеров $r_{кв}$ (значение А изменено) к мощности дозы в той же точке в опорном поле 10×10 см; $P(r_{кв}/100)$ – отношение величины ПГД на глубине 10 см для эквивалентного квадратного поля со стороной $r_{кв}$ (значение А изменено) к таковому значению для квадратного поля со стороной 10 см; $K_{\theta, \theta_0 fs}$ – коэффициент качества, характеризующий проникающую способность фотонного излучения при наличии погрешности в установке размеров поля облучения (А) по латеральной оси.

6.2. Точность установки поля облучения в направлении штатив – лечебный стол (В)

K_{fscalB} определяют аналогично K_{fscalA} .

7. Точность установки вертикального и горизонтального положения латеральных и сагиттального центраторов

7.1. Смещение положения центраторов по сагиттальной (x) и латеральной (y) осям

$$K_{lasxycal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{lascalxy}} = BOO_d(r_{iso})_{lasxy}, \tag{12}$$

где $ME_{lascalxy}$ – значение радиационного выхода при изменении положения центраторов на величины x_{las} и y_{las} ; $BOO_d(r_{iso})_{lasxy}$ характеризует отношение значения поглощенной дозы в точке вне оси на опорной глубине 10 см и расстоянии от пересечения осей пучка r_{iso} к дозе симметричного поля на той же глубине в точке пересечения центральных осей пучка для различных x и y.

7.2. Смещение положения центраторов по вертикальной оси

$$K_{laszcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{laszcalz}} = \frac{K_{PIПlasz} \times F_{lasz}}{K_{g, g0lasz}}, \tag{13}$$

где $ME_{laszcalz}$ – значение радиационного выхода при смещении положения центраторов на величину z_{las} перпендикулярно плоскости падения пучка; $K_{PIПlasz}$ учитывает изменение плотности потока фотонного пучка с изменением РИП при изменении z_{las} ; F_{lasz} – изменение величины поглощенной дозы на глубине d при изменении РИП, вызванным изменением z_{las} ; $k_{g, g0lasz}$ – коэффициент качества, характеризующий проникающую способность фотонного излучения, вследствие изменения значений ПГД при изменении z_{las} .

8. Точность перемещений деки лечебного стола

$$K_{txycal} = 1, \tag{14}$$

$$K_{tzcal} = 1. \tag{15}$$

9. Горизонтальность деки лечебного стола (допустимое отклонение края стола не более 5 мм)

$$K_{titlcal} = 1. \tag{16}$$

10. Зависимость показаний интегрированной контрольной ионизационной камеры линейного ускорителя от мощности дозы

$$K_{drcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{drcal}}, \tag{17}$$

где ME_{drcal} – значение радиационного выхода при изменении мощности дозы (измеряют экспериментально).

11. Точность определения проникающей способности фотонного излучения

$$K_{tprrcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{tprrcal}} = \frac{K_{PIПtprr} \times F_{tprr}}{K_{g, g0tprr}}, \tag{18}$$

где $ME_{tprrcal}$ – значение радиационного выхода при наличии погрешности в $TPR_{20,10}$.

$K_{PIПtprr}$ учитывает изменение плотности потока фотонного пучка с изменением РИП при изменении $TPR_{20,10}$; F_{tprr} – фактор изменения величины поглощенной дозы на опорной глубине при изменении РИП, вызванным изменением $TPR_{20,10}$; $k_{g, g0tprr}$ – коэффициент качества, характеризующий проникающую способность фотонного излучения, вследствие изменения значений ПГД при изменении $TPR_{20,10}$.

12. Симметрия и равномерность радиационного поля

$$K_{symcal} = 1, \tag{19}$$

$$K_{fcal} = 1. \tag{20}$$

13. Угловая зависимость радиационного выхода

$$K_{grotnecal} = 1. \tag{21}$$

14. Точность определения коэффициентов радиационного выхода

$$K_{scprcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{scprcal}}, \tag{22}$$

где $ME_{scprcal}$ – значение радиационного выхода при погрешности определения коэффициентов радиационного выхода (измеряют экспериментально).

Этап 3. Для каждого созданного фантома из Eclipse проводится экспорт в файл медицинского назначения *.dcm плоскостного дозового распределения плана облучения, преобразованного из опорного плана, с использованием результатов периодического КК механических параметров обследуемого ЛУ, в плоскости изоцентра плана облучения с параметрами экспорта, соответствующими таковым при экспорте опорных дозовых распределений для рассматриваемого фантома.

Этап 4. Проводится анализ преобразованного и опорного дозовых распределений для каж-

дого плана облучения фантомов с использованием специализированного программного обеспечения (Verisoft компании PTW или аналогично). Проверяется соответствие значений поглощенных доз для каждой оценочной точки. В качестве критерия соответствия используется разница в абсолютной дозе между преобразованным и опорным дозовыми распределениями. Процент точек, в которых разница в абсолютной дозе превышает предельно допустимое значение, должен быть не более установленной величины приемлемости использования ЛУ для облучения пациентов.

Таким образом, использование разработанной авторами методики позволяет выразить результаты периодического контроля качества механических характеристик линейного ускорителя в единицах поглощенной дозы, что в свою очередь, делает возможным принятие решения о целесообразности клинического использования облучаемого ЛУ на основании результатов анализа дозовых распределений и, что особенно важно, позволяет учесть параметры облучаемых пациентов и мишеней при оценке результатов процедур КК.

Выводы

1. Определены категории пациентов, наиболее подверженных возникновению злокачественных опухолей в Белоруссии. Выявлено, что лечению по методикам дистанционной лучевой терапии в РНПЦ ОМР наиболее часто подвергаются следующие локализации: у мужчин – рак предстательной железы (С61); у женщин – рак молочной железы (С50); у детей – новообразования головного мозга различной степени злокачественности (С70–72).
2. Проведен анализ 630 планов облучения пациентов с выявленными локализациями, (220 мужчин с раком простаты, 290 женщин с раком молочной железы и 120 детей с облучением головного мозга) получившими лучевое лечение в РНПЦ ОМР им. Н.Н. Александрова в период с 2007 по 2012 г. Для каждой группы пациентов с использованием разработанных авторами критериев определены репрезентативные пациенты. С использованием полученных опорных значений для каждого органа и структуры репрезентативных пациентов созданы математические фантомы в системе планирования облучения Eclipse.
3. С использованием созданных фантомов разработана методика определения погрешностей дозовых распределений, возникающих в результате отклонений механических параметров ускорителей электронов и выявленных при проведении их периодического контроля качества, позволяющая наиболее точно оценить возможность использования облучаемого ЛУ для облучения пациентов.
4. Для проведения комплексной оценки возможности клинического использования ЛУ для облучения пациентов требуется проведение дальнейших исследований и разработка методики, позволяющей провести анализ влияния всех дозиметрических параметров на погрешности доставляемого распределения доз, а также разработка системы контроля функционирования медицинских ускорителей электронов при реализации динамических методов лучевой терапии, позволяющей обеспечить достижение терапевтического эффекта с учетом анатомии пациента и локализации опухоли.

Список литературы

1. ICRU Rep. 24. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures. – ICRU, 1976.
2. Тарутин И.Г., Страх А.Г., Гацкевич Г.В. Контроль качества медицинских ускорителей электронов. // В сб. “Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике”. – Минск: Полипринт, 2009, С. 31–66.
3. Kutcher G.J., Coia L., Gillin M., et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. // Med. Phys., 1994, **21**, P. 581–618.
4. Klein E.E., Low D.A., Maag D., Purdy J.A. A quality assurance program for ancillary high technology devices on a dual-energy accelerator. // Radiother. Oncol., 1996, **38**, P. 51–60.
5. Rassow J. Quality control of radiation therapy equipment. // Radiother. Oncol., 1988, **12**, P. 45–55.
6. Aletti P. Recommendations for a quality assurance programme in external radiotherapy. ESTRO, 1995, Booklet No. 2.
7. Swiss Recommendation No. 11 – SSRMP, 2003, P. 1–31.
8. Klein E.E., Hanley J., Bayouth J. et al. AAPM Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. // Med. Phys., 2009, **36**, P. 4197–4212.

9. World Health Organization. Quality Assurance in Radiotherapy. // WHO [Electronic resource]. – 1988. – Mode of access: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/40423/1/9241542241_eng.pdf?ua=1. – Date of access: 18.06.2015.
10. IAEA. Design and Implementation of a radiotherapy programmes : Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects. // IAEA. [Electronic resource]. – 1998. – Mode of access: http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1040_prn.pdf. – Date of access: 18.06.2015.
11. Тарутин И.Г. Радиационная защита при медицинском облучении. – Минск: Вышэйшая школа, 2005, 324 с.
12. ICRP, Publication 89. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. – ICRP, 2002.
13. Servomaa A., Rannikko S., Nikitin V. et al. A topographically and anatomically unified phantom model for organ dose determination in radiation hygiene. – Helsinki: STUK-A87, 1989.
14. Океанов А.Е., Моисеев П.И., Левин Л.Ф. Статистика онкологических заболеваний в Республике Беларусь (2003–2012) – Минск: РНПЦ ОМР им. Н.Н. Александрова, 2013, 373 с.
15. ARIA Oncology Information System. // Varian Medical Systems [Electronic resource]. – 2012. – Mode of access: https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/ARIAMedOncProductBrief.pdf – Date of access: 1.09.2015.
16. Аверкин Ю.И., Антоненкова Н.Н., Антоненкова Нат.Н. и соавт. Алгоритмы диагностики и лечения злокачественных новообразований – Под ред. О.Г. Суконко, С.А. Красного. – Минск: РНПЦ ОМР им. Н.Н. Александрова, 2012, С. 331–350.
17. там же, С. 222–251.
18. там же, С. 401–424.
19. Титович, Е.В., Тарутин И.Г., Гацкевич Г.В. Методы дозиметрического сопровождения высокотехнологичной лучевой терапии. – Минск: МЗ РБ, 2015, 59 с.

INFLUENCE OF MEDICAL LINACS CHARACTERISTICS ON DOSE DISTRIBUTIONS WITH ACCOUNT OF THE PATIENTS ANATOMY AND TUMORS PARAMETERS.

PART 1. MECHANICAL PARAMETERS DEVIATIONS

Y.V. Tsitovich¹, I.G. Tarutin¹, M.G. Kiselev²

¹ N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus, Minsk, Belarus

² Belarusian National Technical University, Minsk, Belarus

The technique for determining of errors in delivered to the cancer patients dose distributions that are produced by medical linear accelerators mechanical parameters deviations that were detected during their periodic quality control is described. The features of the representative patient definition and phantoms, required for analysis of the variations in the value of the absorbed dose within the parameters of the tumors and organs at risk, creation are discussed. It is shown, that the use of the developed technique allows expressing the results of periodic QC of the mechanical characteristics of the linear accelerator in terms of absorbed dose and thus gives the possibility of the most accurate assessment of linear accelerator capability for treating oncology patients and reduce errors in the dose distribution delivered to them.

Key words: radiation therapy, linear accelerators, mechanical characteristics, quality assurance, representative patient, dose distribution, errors estimation

E-mail: e.v.titovich@gmail.com