

---

---

**МАТЕРИАЛЫ I ВСЕРОССИЙСКОГО  
НАУЧНО-ОБРАЗОВАТЕЛЬНОГО КОНГРЕССА  
С МЕЖДУНАРОДНЫМ УЧАСТИЕМ  
“ОНКОРАДИОЛОГИЯ, ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА  
И ТЕРАПИЯ”**

*16–17 февраля 2017 г., Москва*

Материалы Первого всероссийского научно-образовательного конгресса с международным участием “Онкорadiология, лучевая диагностика и терапия”, проходившего в Москве 16–17 февраля 2018 г., были опубликованы в виде электронных версий на диске. В этот диск вошли тезисы всех секций (лучевая диагностика, УЗИ, ПЭТ, ОФЭКТ/КТ, рентгенодиагностика, ангиография, лучевая терапия, медицинская физика и др.).

Целью образовательного мероприятия явилось, в частности, знакомство с передовыми методами и технологиями в области технического, физического, математического и дозиметрического обеспечения лучевой терапии, лучевой диагностики и ядерной медицины. По итогам мероприятия участники познакомились с многообразием методов дозиметрии, физическими принципами работы радиотерапевтических аппаратов и методами их контроля в клинических условиях, биологическими данными для оптимизации лучевой терапии, информационными технологиями для анализа клинических данных, вопросами ядерной медицины и радиационной безопасности.

Поскольку не все медицинские физики даже Москвы имели возможность посетить конгресс и получить материалы на диске, редакция журнала “Медицинская физика” решила опубликовать те тезисы, которые были представлены на секциях “Медицинская физика в лучевой терапии”, “Медицинская физика в ядерной медицине” и “Радиационная безопасность в медицине”.

Работа этих секций была посвящена памяти Валерия Александровича Костылева – президента Ассоциации медицинских физиков, создателя и главного редактора нашего журнала. Поэтому мы печатаем тезисы, начиная с материалов, посвященных его памяти.

**ПАМЯТИ ВАЛЕРИЯ АЛЕКСАНДРОВИЧА КОСТЫЛЕВА  
ПРЕЗИДЕНТА АССОЦИАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ФИЗИКОВ РОССИИ**

*Б.Я. Наркевич<sup>1,2</sup>, И.М.Лебеденко<sup>1,2</sup>, М.В. Кислякова<sup>1</sup>, Т.Г.Ратнер<sup>1,2</sup>, И.Л. Хохрина<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Ассоциация медицинских физиков России, Москва

<sup>2</sup> НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава РФ, Москва

[amphr@amphr.ru](mailto:amphr@amphr.ru)



Президент Ассоциации медицинских физиков России, профессор, доктор физико-математических наук Валерий Александрович Костылев родился 12 февраля 1943 г. в городе Москве.

Будучи студентом, а затем дипломником Московского инженерно-физического института (МИФИ) Валерий Александрович увлекся медицинской физикой. В 1967 г. он пришел работать в группу радиоизотопной диагностики Отдела радиологии Института экспериментальной и клинической онкологии АМН СССР,

(далее РОНЦ РАМН, теперь НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина Минздрава России). Прошел путь от инженера до старшего научного сотрудника, вел большую практическую, научную и общественную работу. В 1972 г. Валерий Александрович в МИФИ защитил кандидатскую диссертацию, а в 1985 – диссертацию на степень доктора физико-математических наук по специальности “экспериментальная физика”. Основным направлением научного поиска в работе было исследование и разработка методов измерения пространственного распределения радионуклидов в организме человека с диагностической целью.

С 1985 по 1997 г. Валерий Александрович руководил отделением лучевой топометрии и клинической дозиметрии РОНЦ им. Н.Н. Блохина, а затем перешел на преподавательскую работу. Научные исследования и педагогическая деятельность Валерия Александровича Костылева были неразрывно связаны с медицинской физикой, лучевой терапией и ядерной медициной.

В 1993 г., блестящий организатор, Валерий Александрович возглавил Ассоциацию медицинских физиков России (АМФР). В 1995 г. он собрал команду и создал журнал “Медицинская физика”, главным редактором которого оставался до последних дней жизни. Сегодня журнал входит в перечень ВАК, международную систему индекса цитирования Web of Science и является одним из самых цитируемых. Журнал в 2015 г. отметил свое 20-летие, вышло уже 76 номеров журнала. В.А. Костылев впервые ввел термин “Физика против рака”, который стал девизом АМФР.

В 1997 г., то есть более 20 лет назад, благодаря инициативе В.А. Костылева, была организована и проведена первая школа по медицинской физике. С тех пор школы проводятся регулярно. В течение многих лет просветительская деятельность Ассоциации медицинских физиков России под руководством Валерия

Александровича осуществлялась на базе отделения лучевой топометрии и клинической дозиметрии РОНЦ. На сегодняшний день педагогический коллектив курсов МАГАТЭ на три четверти укомплектован из числа сотрудников этого отделения. Сотрудничество отделения и АМФР оказалось эффективным и плодотворным, оно оказало огромное позитивное влияние на развитие учебного процесса на технической базе отделения с многочисленными положительными отзывами слушателей.

В 2012 г. на базе РОНЦ по инициативе В.А. Костылева была создана некоммерческая организация дополнительного профессионального образования “Международный учебный центр по медицинской физике, радиационной онкологии и ядерной медицине”. В 2013 г. для оценки деятельности Центра были приглашены специалисты МАГАТЭ, которые дали беспристрастную независимую оценку его деятельности. МАГАТЭ, являясь главенствующей в вопросах организации мирного использования атомной энергии, координирует проекты научных исследований, связанных с разработкой учебных программ по лучевой терапии, медицинской физике, радиационной защите. В 2013 г. был проведен медико-физический аудит МАГАТЭ отделения лучевой топометрии и клинической дозиметрии РОНЦ. Уже существующий на тот момент Международный учебный центр (МУЦ) на базе РОНЦ был сертифицирован как образовательный центр МАГАТЭ. Было отмечено, что этот центр “имеет мощную клиническую и радиологическую базу, может осуществлять стабильный, надежный процесс лечения по определенным стандартам и быть примером для других клиник”.

Международный учебный центр продолжает образовательные проекты, начатые В.А. Костылевым, и реализует программу последипломного обучения специалистов в области медицинского использования ионизирующих излучений: медицинских физиков, врачей-радиологов, а также обучения специалистов-медиков других специальностей основам радиационной медицинской физики. Осуществляется практическая подготовка специалистов на рабочих местах в клинике, проводится широкий спектр практических занятий, что выгодно отличает курсы от зарубежных аналогов. Проводится подготовка преподавательского состава для стран СНГ. Хотя обучение осуществляется на русском языке, часто приглашаются иностранные специалисты. АМФР со-

вместно с РОНЦ проведено более сотни (за последние 10 лет) обучающих курсов для медицинских физиков РФ и стран СНГ. Воспитано нескольких поколений квалифицированных специалистов в области медицинской физики.

Благодаря энергии и блестящим организаторским способностям Валерия Александровича, на базе РОНЦ проведен ряд Евразийских и Национальных конгрессов и конференций, симпозиумов и школ по медицинской физике, радиационной онкологии и ядерной медицине.

Валерий Александрович Костылев был неутомимым организатором и научным руководителем более 60 проектов по разработке новых медицинских радиационных аппаратов и технологий для лучевой терапии и ядерной медицины, а также 12 проектов по строительству и модернизации радиологических корпусов в различных городах России.

В.А. Костылев прикладывал значительные усилия по обеспечению стажировок специалистов в зарубежных клиниках и возможностей посетить международные конгрессы. Много усилий направлено Валерием Александровичем на формирование будущего медицинской физики, то есть, на воспитание молодежи. Он и его верная помощница Марина Васильевна Кислякова делали все возможное для повышения уровня квалификации молодых специалистов на курсах ESTRO, МАГАТЭ и других.

Медицинские физики и члены АМФР считают своим долгом продолжить дело, начатое Валерием Александровичем Костылевым. Регулярно проходят учебные курсы повышения квалификации РМАПО и МАГАТЭ; продолжает издаваться журнал “Медицинская физика”. АМФР участвует в организации профильных научных конференций. Совместно с МАГАТЭ осуществляется почтовый ТЛД-аудит радиологических отделений России. Продолжается работа над новыми проектами: сертификационного экзамена для медицинских физиков; создания форматов официального вступления физических лиц в члены ассоциации, создания благотворительного фонда “Физика против рака”.

В.А. Костылев до последних дней оставался президентом Ассоциации медицинских физиков России, ректором Международного учебного центра по медицинской физике, радиационной онкологии и ядерной медицине, научным экспертом МАГАТЭ, Минпромторга, Росатома. Он был главным редактором журнала “Медицинская физика”, председателем международной рабочей группы “Модернизация и

развитие радиационной терапии и ядерной медицины” в рамках комиссии государств-участников стран СНГ по использованию атомной энергии в мирных целях. Валерий Александрович – автор более 250 научных работ в области медицинской физики и радиационной безопасности, в том числе ряда монографий, которыми

пользуются все медицинские физики России и стран СНГ.

По оценкам Международной организации медицинских физиков (IOMP), В.А. Костылев – один из 50 ведущих физиков мира, внесших выдающийся вклад в развитие медицинской физики.

## **СРАВНИТЕЛЬНЫЙ ОБЗОР СИСТЕМ ТОМОТHERAPY (ACCURAY) И ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ (ELEKTA), С ТОЧКИ ЗРЕНИЯ ИНЖЕНЕРА**

*Б.А. Акмалов, М.А. Саврасов, А.В. Нечеснюк, А.А. Логинова*

*Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Д. Рогачева, Москва  
[mxat12@yahoo.com](mailto:mxat12@yahoo.com)*

Цель работы – сравнительный обзор двух систем облучения пациентов, используемых в отделении лучевой терапии (ЛТ) НМИЦ ДГОИ – с точки зрения сертифицированных инженеров, выполняющих техническое обслуживание и настройку аппаратов на протяжении всего срока их эксплуатации. Представлено краткое описание аппарата для томотерапии Tomotherapy (фирма Accuray) и линейного ускорителя электронов Synergy (фирма Elekta), рассмотрены их характерные неисправности. Обсуждаются сроки и особенности настройки параметров и режимов работ аппаратов после проведения технических плановых работ и сервисного обслуживания. Проведен сравнительный анализ процедур гарантии качества аппаратов, необходимых при проведении технического обслуживания (ТО) в соответствии с рекомендациями производителя. Рассмотрены сходства и различия систем предварительной верификации положения пациентов при помощи портальных снимков, рентгеновской компьютерной томографии в коническом пучке и

мегавольтовой компьютерной томографии. Произведена оценка точности используемых систем верификации на обоих аппаратах. Выполнен обзор системного оборудования, архитектурного строения, связи и технической и логической поддержки производителей. Представлены статистические данные по распределению аппаратов на территории РФ и среднему времени работы в режиме облучения.

На основании полученных данных представлены общие принципы работы обеих систем и рассмотрены основные инженерно-технические аспекты, а также сделаны выводы о преимуществах и недостатках обоих аппаратов.

Сравнительный обзор систем томотерапии и ЛУЭ, с точки зрения инженера, ставит целью познакомить участников конференции с аппаратами, понять принципы их работы, сравнить и сделать выводы о целесообразности приобретения аппаратов для отделений лучевой терапии.

**ИЗМЕРЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ В ВОДЕ**А.Г. Алексеев<sup>1</sup>, А.В. Антипов<sup>2</sup><sup>1</sup> Институт физики высоких энергий, Протвино<sup>2</sup> Центр гигиены и эпидемиологии № 174 ФМБА России, Протвино[Alexeev1956@yandex.ru](mailto:Alexeev1956@yandex.ru)

Мерой воздействия ионизирующего излучения на вещество является поглощенная энергия ионизирующего излучения. Поглощенная энергия не поддается простому определению из-за сложности и многообразия протекающих при этом процессов. Измерение поглощенной энергии на единицу массы облучаемого вещества определяет понятие поглощенной дозы.

Основными видами взаимодействия ионизирующего излучения с веществом являются возбуждение атомов и молекул, ионизация атомов и молекул, ядерные взаимодействия. Процессы диссипации поглощенной энергии в веществе в упрощенном виде можно представить как:

- 1) возбуждение атомов и молекул;
- 2) ионизация атомов и молекул;
- 3) поглощенная энергия, перешедшая в тепло.

Первые два процесса сопровождаются высвечиванием квантов света, что представ-

ляется определением «люминесценция». Данная работа посвящена измерению люминесценции в воде как тканеэквивалентной жидкости. Выход света (люминесценция) определяется счетом квантов света с помощью ФЭУ. Таким образом, количество квантов света связано с поглощенной энергией.

Результатом проведенных исследований свечения воды под действием ионизирующего излучения является создание нового метода прямого измерения поглощенной дозы (по флюоресценции) в воде без использования зондов (возмущающих дозовое распределение), что существенно повышает точность измерения. При использовании высокочувствительных фотокамер можно получать распределения поглощенной дозы в водном фантоме от любых видов ионизирующего излучения, в том числе смешанных полей любого состава и энергетического спектра.

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ТЕРМОЛЮМИНЕСЦЕНТНЫХ ДЕТЕКТОРОВ  
ДЛЯ ДОЗИМЕТРИИ В ПУЧКЕ ЯДЕР УГЛЕРОДА**А.Г. Алексеев<sup>1</sup>, В.А. Пикалов<sup>1</sup>, О.В. Кирюхин<sup>2</sup><sup>1</sup> Институт физики высоких энергий, Протвино<sup>2</sup> ООО «НТЦ Практика-ТЛ», Москва[Alexeev1956@yandex.ru](mailto:Alexeev1956@yandex.ru)

В институте физики высоких энергий – филиале НИЦ «Курчатовский институт» в 2017 г. начал работу Центр коллективного пользования «Радиобиологический стенд на углеродном пучке У-70» (РБС) [<http://iher.ru/pages/main/6580/8769/index.shtml>], одним из направлений работы которого на данном этапе является проведение радиобиологических экспериментов на пучке ядер углерода в диапазоне

энергий 450–180 МэВ/нуклон. Следующим этапом развития данной установки совместно с МРНЦ им. А.Ф. Цыба будет использование пучков ядер углерода для лучевой терапии.

Одним из средств измерения, используемых для дозиметрии в пучке ядер углерода, являются термолюминесцентные детекторы (ТЛД). Особенностью использования ТЛД для дозиметрии ядер углерода (в отличие от дози-

метрии электронного и квантового излучений) является необходимость учитывать зависимость чувствительности детекторов от величины дозы и от величины линейной потери энергии (ЛПЭ).

В исследованиях на РБС использовали 3 типа ТЛД: ММТ-7, ДТГ-4 и ТЛД-1011Т. Облучение детекторов выполняли в водном фантоме на разной глубине по пути проникновения пучка углерода (от 0 до 30 см воды). Изменение средней величины ЛПЭ по глубине фантома составило от 10 до 100 кэВ/мкм. Одновременно с ТЛД облучали радиохромные дозиметрические пленки GAFCHROMIC EBТ-3. Облучение сопровождалось измерением дозы с помощью клинических дозиметров с ионизационными камерами.

Исследования характеристик ТЛД и опыт измерений в пучках тяжелых ионов позволил сформировать следующий регламент-методику работы с ТЛД:

- ✓ использование индивидуальной калибровки каждого детектора;

- ✓ учет зависимости чувствительности от времени отжига детектора до момента облучения;
- ✓ учет фактора потери чувствительности от момента облучения до момента считывания информации;
- ✓ учет зависимости чувствительности детектора от величины дозы в диапазоне 1–50 Гр;
- ✓ учет зависимости чувствительности от ЛПЭ (используется анализ кривой термовысвечивания);
- ✓ 2 раза в год контрольная калибровка на рабочем эталоне в ИФВЭ;
- ✓ раз в два года поверка на Государственном первичном эталоне во ВНИИФТРИ;
- ✓ учет истории облучения каждого детектора (при дозах выше 3–5 Гр).

Данный регламент позволяет обеспечить неопределенность измерения поглощенной дозы у пучках ионов углерода не хуже  $\pm 5\%$ , что удовлетворяет требованиям рекомендаций по точности для лучевой терапии.

## **ЭКСТРАКРАНИАЛЬНАЯ СТЕРЕОТАКСИЧЕСКАЯ ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ ПРИ МЕТАСТАЗАХ В ЛЕГКОЕ: ПЛАНИРОВАНИЕ И ОЦЕНКА ПЛАНА**

*С.Н. Баянкин, В.А. Чудиновских, М.В. Шахнович, Д.Л. Бенцион, Ю.А. Миронова*  
Свердловский областной онкологический диспансер, Екатеринбург  
[snbayankin@gmail.com](mailto:snbayankin@gmail.com)

Современные радиотерапевтические комплексы на базе линейных медицинских ускорителей настолько приблизились к специализированной аппаратуре для проведения экстракраниальной стереотаксической лучевой терапии (SBRT) по точности позиционирования пациента, выдаче предписанной дозы в мишени и предварительному дозиметрическому планированию, что позволяют проводить данные методики облучения в рутинной клинической практике. Данные методы позволяют экономить продолжительность нахождения пациента в стационаре учреждения и ресурсы аппаратуры. В связи с этим становится актуальным выбор методик проведения лучевого лечения, критериев принятия плана для дальней-

шей реализации, режимов фракционирования и доз облучения.

Основным методом для проведения SBRT, исходя из оценок времени сеанса и качества плана, является ротационная лучевая терапия, модулированная по объему (VMAT). Наиболее часто используются копланарные частичные арки (без поворота терапевтического стола), но в ряде случаев добавляются и некопланарные (из-за близости критических органов). В качестве критериев принятия плана для мишени используются параметры  $R_{50}$  и  $D_{2cm}$ , численные значения которых взяты из документов RTOG 0813 и 0915. Реализуется лечение в большинстве случаев с использованием координации с дыханием (система ABC), т.е. лечение прово-

дится на глубоком вдохе, что позволяет уменьшить отступы для учета дыхания (объем ITV). Увеличение общего времени облучения при этом не критическое (примерно в 1,8–2,5 раза).

Благодаря четко выработанным критериям метод экстракраниальной стереотакси-

ческой лучевой терапии при метастазах в легкое введен в повседневную клиническую практику в Свердловском областном онкологическом диспансере.

## КОЛИЧЕСТВЕННАЯ ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ПЛАНИРОВАНИЯ ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ БОЛЬНЫХ С РАСПРОСТРАНЕННЫМ ПРОЦЕССОМ РАКА ШЕЙКИ МАТКИ

*А.А. Белова, И.М. Лебеденко, О.А. Кравец, Е.А. Романова*

*Научный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина*

*Минздрава России, Москва*

*[imlebedenko@mail.ru](mailto:imlebedenko@mail.ru)*

Контроль качества планов облучения на современных системах планирования (СП) осуществляется по гистограммам доза–объем, в том числе с использованием индекса гомогенности, который отражает равномерность распределения дозы в пределах мишени и индекса конформности, который отражает охват мишени определенным значением дозы, а также других параметров. В данной работе оценено качество планирования дистанционной составляющей сочетанной лучевой терапии больных с распространенным процессом рака шейки матки (РШМ) с помощью индексов гомогенности и конформности, предложенных в документе МКРЕ-83, и дана оценка дозовых нагрузок на критические органы. Выбраны оптимальные технологии облучения. Расчет планов облучения осуществлялся на СП Eclipse (Varian) при помощи алгоритма AAA (Anisotropic Analytical Algorithm), построенного на математической функции учета рассеяния. Облучение больных осуществляли на линейных ускорителях электронов моделей Clinac iX, Clinac 2300 CD и Clinac 6EX (Varian) с интегрированным многолепестковым коллиматором MLC-120 при номинальной энергии тормозного излучения 6 и 18 МэВ.

Группа из 72 пациентов с распространенным процессом РШМ 2–3 стадии, которые получали суммарную дозу 50 Гр при разовой дозе 2 Гр, была разделена на три подгруппы. В первой подгруппе проводилась лучевая тера-

пия с модуляцией интенсивности в ротационном режиме (технология RapidArc), во второй – облучение с модуляцией интенсивности в статическом режиме (технология IMRT), в третьей – конформное облучение (3D КЛТ).

Для 72 пациентов проведена оценка качества планов дистанционного облучения больных с распространенным РШМ. Проанализированы индексы гомогенности и конформности дозы в объемах мишени PTV и CTV, оценены дозы в мочевом пузыре и прямой кишке. Расчет индексов осуществлялся в соответствии с рекомендациями Международного комитета по радиационным единицам (ICRU Report 83). Индексы гомогенности и конформности для PTV у 98 % пациентов наилучшим образом укладываются в пределы допусков международных рекомендаций для групп, пролеченных по технологиям 3D КЛТ и IMRT. Наименьший разброс дозы (от 49 до 53 Гр) в прямой кишке и мочевом пузыре наблюдался также для группы, получавшей лечение по методике 3D КЛТ.

Существенно меньшие лучевые нагрузки на прямую кишку и мочевой пузырь при использовании технологии IMRT говорят о ее преимуществе по дозам в критических органах. Представленные количественные результаты выгодно отличают технологии 3D КЛТ и IMRT по всем количественным показателям и позволяют в большинстве случаев лучевого лечения РШМ с распространенным процессом отказаться от применения технологии RapidArc.

## ОПЫТ ОРГАНИЗАЦИИ ПРОФЕССИОНАЛЬНОЙ ПЕРЕПОДГОТОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ФИЗИКОВ ДЛЯ ОТДЕЛЕНИЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ В МОСКОВСКОМ ГОСУДАРСТВЕННОМ УНИВЕРСИТЕТЕ

С.М. Варзарь<sup>1</sup>, А.В. Белоусов<sup>1</sup>, У.А. Близнюк<sup>1</sup>, П.Ю. Борщеговская<sup>1</sup>,  
М.В. Желтоножская<sup>1</sup>, Г.А. Крусанов<sup>2</sup>, Е.Н. Лыкова<sup>2</sup>, С.У. Нусимов<sup>3</sup>,  
В.В. Розанов<sup>1</sup>, А.П. Черняев<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Физический факультет МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва

<sup>2</sup> НИИ ядерной физики МГУ им. Д.В. Скобельцына, Москва

<sup>3</sup> Отдел образовательных программ ГК Роснано, Москва  
[iv-kate@yandex.ru](mailto:iv-kate@yandex.ru)

Сегодня медицина имеет в своем распоряжении достаточно большой арсенал физических технологий и оборудования для диагностики, профилактики и терапии различных заболеваний. Для решения кадровой задачи необходимо создание системы обучения физико-технических специалистов – медицинских физиков и инженеров, способных обеспечивать адекватную эксплуатацию установленного оборудования и эффективное лечение онкологических больных, а также разрабатывать технологии для соответствующего сектора медицинской промышленности.

В июле 2016 г. между Московским государственным университетом имени М.В. Ломоносова (физический факультет МГУ) и Фондом инфраструктурных и образовательных программ Роснано был подписан договор о разработке и пилотной реализации образовательной программы профессиональной переподготовки в области разработки, эксплуатации и применения высокотехнологичных систем для лучевой терапии. Программа основана на практико-ориентированном компетентном подходе и вариативно-модульном принципе построения образовательного процесса в соответствии с

инновационными потребностями предприятий, реализующих высокотехнологичные методы в медицине.

Структура программы разработана для пяти целевых групп подготовки: медицинские физики для отделений дистанционной, контактной и протонной лучевой терапии, а также инженеры по эксплуатации медицинских ускорителей электронов и протонов. Программа имеет модульную организацию: все обучающиеся проходят общепрофессиональный цикл “Физические и биомедицинские основы лучевой терапии”, а затем профессиональный цикл по одному из модулей, соответствующему целевой группе слушателей. Лицам, прошедшим соответствующее обучение в полном объеме и аттестацию, будут выдаваться государственные документы об образовании установленного образца.

В результате освоения профессиональной образовательной программы у обучающихся будут сформированы необходимые профессиональные компетенции для работы в качестве специалистов отделений лучевой терапии и центров ядерной медицины, что позволит успешно решать задачу профессиональных кадровых ресурсов для клинических центров России.

## ТРЕБОВАНИЯ В ОБЛАСТИ ЭКОЛОГИИ ПРИ СООРУЖЕНИИ МЕДИЦИНСКОГО РАДИАЦИОННОГО ИСТОЧНИКА

А.С. Гладких

Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России  
[alsgladkikh@fmbcfmba.ru](mailto:alsgladkikh@fmbcfmba.ru)

В соответствии со статьей 3 ФЗ №174 в настоящее время под понятием “экологическая экспертиза” следует понимать установление ответственности документации экологическим тре-

бованиям в целях предотвращения негативно-го воздействия на окружающую среду.

Началом деятельности в области оценки воздействия на окружающую среду можно считать принятый в 1970 г. законодательной

акт “О национальной политике в области окружающей среды” в США. В нем рекомендовалось “учитывать при принятии крупных решений экологические последствия планируемой деятельности”. Принятию решений, способных повлечь “значительные экологические последствия”, должно предшествовать составление специальной “Декларации об экологических последствиях”.

В свою очередь в Советском Союзе первые нормативные документы, определяющие необходимость учитывать при проектировании воздействие на окружающую среду, начали появляться в конце 1970-х гг. Некоторые авторы считают, что официальным началом деятельности по оценке воздействия на окружающую среду в нашей стране считается принятие в 1985 г. СНиП 1.02.01-85 “Инструкция о составе, порядке разработки, согласования и утверждения проектно-сметной документации на строительство предприятий, зданий и сооружений”, где появилось Приложение 4 “Охрана окружающей среды”. Закон РСФСР “Об охране окружающей среды” от 1991 г. определил обязательность проведения государственной экологической экспертизы (ГЭЭ). В 1995 г. был принят ФЗ “Об экологической экспертизе”, который является действующим и в настоящее время.

В статье 3 Федерального закона от 10.01.2002 № 7-ФЗ “Об охране окружающей среды” определен ряд принципов:

- ✓ соблюдение права человека на благоприятную окружающую среду;
- ✓ презумпция экологической опасности планируемой хозяйственной и иной деятельности;
- ✓ и др.

Согласно этому, в статье 40 ФЗ также определена необходимость наличия положительного заключения государственной экологической экспертизы на проект размещения радиационных источников.

Об экологической экспертизе упоминается также в Постановлении Правительства РФ от 14.03.1997 № 306 “О Правилах принятия решений о размещении и сооружении ядерных установок, радиационных источников и пунктов хранения”.

Объекты ГЭЭ определены в ранее упомянутом ФЗ от 23.11.1995 №174-ФЗ “Об экологической экспертизе” в статьях 11 и 12. Одним из пунктов определен такой объект, как материалы обоснования лицензий на осуществление отдельных видов деятельности, оказывающих негативное воздействие на окружающую среду, в соответствии с законодательством Российской Федерации в области использования атомной энергии.

Исходя из анализа нормативных документов при сооружении медицинских радиационных источников, помимо обязательной экспертизы проектной документации необходимо дополнительно проводить государственную экологическую экспертизу для получения лицензии на сооружение. Это приводит к значительному удорожанию и увеличению сроков реализации проектов. В связи с этим возникла необходимость пересмотра требований в области охраны окружающей среды в соответствии с риск-ориентированным подходом и введением института экологической оценки при обосновании инвестиций.

## **СТАТИСТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ВЕРИФИКАЦИИ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ПЛАНОВ НА УСТРОЙСТВЕ ПОРТАЛЬНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ И ДОЗИМЕТРИИ**

*И.А. Головина, Ж.С. Лебедева*

*Первый Санкт-Петербургский медицинский университет  
им. акад. И.П. Павлова, Санкт-Петербург  
[igolovina@bk.ru](mailto:igolovina@bk.ru), [zhanna-med.phys@mail.ru](mailto:zhanna-med.phys@mail.ru)*

Перед началом лечения методом ЛТМИ (лучевая терапия с модуляцией по интенсивности) план облучения пациента должен пройти обязательную верификацию [1].

Для 52 пациентов при помощи планирующей системы Eclipse был составлен план ЛТМИ и затем на ускорителе Varian Unique, оснащенном динамическим МЛК, он был реализован с

использованием цифрового матричного детектора типа aSi500 портального устройства (EPID, Varian Portal Dosimetry System). Затем при помощи гамма-анализа по критерию 3%/3 мм было произведено сравнение расчетных дозовых распределений с распределениями, полученными на портальном устройстве визуализации. Проведена проверка 652 лечебных полей. Для каждого поля были рассчитаны три параметра согласованности данных: процент точек, имеющих гамма-индекс больше 1, максимальное значение гамма-индекса и среднее значение гамма-индекса, для обоих критериев прохождения – глобального и локального – с использованием оригинального и улучшенного алгоритмов. Для каждого параметра было найдено стандартное отклонение и выявлен процент полей, выпадающих за 1, 2, 3 $\sigma$ . Было отмечено влияние “эффекта руки” на результаты [2].

Получены следующие результаты:

1. Данные по трем параметрам в совокупности со стандартными отклонениями  $\sigma_{\gamma_{\%}} > 1 = 0,37 \pm 0,39$ ,  $\gamma_{\max} = 1,88 \pm 0,65$  и  $\gamma_{\text{avg}} = 0,17 \pm 0,07$ . Они находятся в хорошем согласии с данными, опубликованными в работах [3, 4].
2. Анализируя данные о количестве полей, попадающих в интервал 1, 2 и 3 $\sigma$ , было отмечено, что порог по значению  $\gamma$  составляет 14 % полей за 1 $\sigma$ . Это означает, что при анализе плана пациента выпадение 14 % и менее полей является допустимым.
3. При помощи программного обеспечения Dynalog file viewer (Varian Medical Systems) была проанализирована информация о запланированном и фактическом положении всех

лепестков МЛК. Совместный анализ параметров точности установки лепестка и результатов гамма-анализа для 10 экспериментов позволил заключить, что отклонение в положении лепестков МЛК незначительно.

4. Сравнение данных, полученных при использовании улучшенного и оригинального алгоритмов гамма-анализа, показало, что на результаты глобальной оценки смена алгоритма влияния не оказывает. Однако имеет место сильное расхождение результата при локальной оценке.

Заключение.

Традиционный метод гамма-анализа с критерием прохождения 3%/3 мм, рекомендованный в литературе, является недостаточным для принятия решения о клинической приемлемости плана. Критерии оценки воспроизводимости плана должны строиться не на прохождении какого-либо критерия, рекомендованного в литературе, а на статистике, собранной при работе на конкретном оборудовании. Перед началом верификации плана лечения необходимо исключить факторы, влияющие на результирующие ошибки – позиционирование и дозиметрический отклик портального дозиметра, радиационный выход ускорителя.

1. Practice Guideline for Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). American College of Radiology. 2007.
2. Berry S.L. A field size specific backscatter correction algorithm for accurate EPID dosimetry // Med. Phys. 2010. Vol. 37. P. 2425.
3. Howell R.M., Smith I.P., Jarrio C.S.: Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2008. Vol. 9. P. 16–25.
4. van Zijtveld M., Dirks M.L., de Boer H.C., Heijmen B.J. Dosimetric pre-treatment verification of IMRT using an EPID; clinical experience // Radiother. Oncol. 2006. Vol. 81. P. 168–175.

## РОССИЙСКИЙ И ЗАРУБЕЖНЫЙ ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ ИМПУЛЬСНЫХ УСТАНОВОК УФ-ИЗЛУЧЕНИЯ В МЕДИЦИНСКИХ ОРГАНИЗАЦИЯХ

Я.А. Гольдштейн

ООО Научно-производственное предприятие “Мелитта”, Москва

Российская компания НПП “Мелитта” является разработчиком и производителем инновационного дезинфекционного оборудования для одновременного обеззараживания воздуха и открытых поверхностей помещений от всех видов госпитальной микрофлоры (бактерии,

споры, грибы, вирусы), включая их полирезистентные штаммы (MRSA, VRE, МЛУ- и ШЛУ-штаммы *M.tuberculosis* и др.). В докладе представлен российский и зарубежный опыт применения импульсных УФ установок в помещениях медицинских организаций для проведе-

ния в них всех видов профилактической и очаговой дезинфекции, а также для экспресс-обработки помещений всех классов чистоты, в том

числе в промежутках между операциями, медицинскими манипуляциями, приемами пациентов.

## ПРАВИЛА И ТЕХНИКА ТОТАЛЬНОГО ОБЛУЧЕНИЯ ВСЕГО ТЕЛА

*Г.Е. Горлачев, О.П. Трофимова, О.С. Зайченко, Т.А. Крылова,  
Р.А. Гутник, И.П. Яжгунович*

*Научный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина”  
Минздрава России, Москва  
[ggorlachev@outlook.com](mailto:ggorlachev@outlook.com)*

Облучение всего тела – редкая процедура по сравнению с объемом всей лучевой терапии и применяется при гематологических заболеваниях. В НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина была проведена ревизия физических аспектов тотального облучения. В результате тщательного анализа литературных данных были получены ответы на вопросы по планированию и проведению облучения и выработана стройная система правил.

Первый серьезный вопрос – это предписание дозы. Позиция гематологов, не имеющих четкого понимания принципов лучевой терапии, доза, которую они хотят подвести – это минимальная доза. Правильный ответ, принятый во всем мире: доза предписывается на середину объема на уровне пупка больного.

Следующий вопрос – облучение кожи. Проблема состоит в наличии эффекта накопления (build-up effect). По существующим представлениям кожа должна получать полную терапевтическую дозу. Поэтому при тотальном облучении обязательно используется экран (beam spoiler), состоящий обычно из экрана, изготовленного из оргстекла толщиной порядка 1,5 см, который располагается насколько возможно близко к больному.

Наши расчеты методом Монте-Карло показали, что такой экран обеспечивает дозу в поверхностных слоях тела на уровне 95 % от предписанной дозы при тормозном излучении с номинальной энергией 6 МэВ и на уровне 90 % при 18 МэВ. Выбор расстояния до пациента определяется размером требуемого поля и мощностью дозы. В нашем случае используется ускоритель SL 75-5 с мощностью дозы 300 МЕ/мин. Расстояние от источника излучения до середины тела пациента равно 400 см,

размер поля 40×40 см и поворот коллиматора 45°. При этом мощность дозы на поверхности тела пациента составляет около 15 сГр/мин.

Миф о влиянии мощности дозы излучения заключается в представлении, что чем меньше мощность дозы, тем лучше эффект. Вероятно, это заблуждение связано с хорошо известным радиобиологам и лучевым терапевтам влиянием репарации клеток за время, сопоставимое со временем облучения. “Хороший” эффект путают с меньшей биологически эквивалентной дозой. В мировой практике больше всего клинических данных получено при мощностях дозы порядка 15 сГр/мин, что является аргументом к стремлению использовать именно такую мощность.

Мы рекомендуем пациенту сгибать колени, наклоняя ноги примерно на 30°, что уменьшает длину пациента и переоблучение ног из-за малой по сравнению с телом пациента толщины. Тонкие участки тела, такие как шея, ноги, ступни, руки закрываются рисовыми болюсами. При необходимости экранировать легкие защитные блоки изготавливаются индивидуально, как и в обычной лучевой терапии. Особенность в том, что толщина блоков также подбирается индивидуально. Обычно это соответствует дозе в центрах легких 8 Гр при предписанной дозе 12 Гр. Как правило, это соответствует толщине блока из сплава Вуда 10 мм. Блоки заранее крепятся вместе на тонкой пластине из оргстекла в соответствии с рассчитанной геометрией. При облучении пластина крепится струбцинами к экрану. Затем делают гаммаграмму, и при необходимости положение пластины с блоками корректируют. Всегда достаточно не более одной коррекции.

Точность позиционирования блоков относительно пациента при этом достигает 3 мм.

Мы не используем *in vivo* дозиметрию, так как считаем ее неточной по сравнению с расчетами, с использованием системы планирования при коррекции по результатам фантомных измерений. Коррекция основана на отношении доз в фантоме в условиях облучения пациента, измеренной и рассчитанной. В нашем случае поправочный коэффициент к расчету системы

планирования Eclipse (Varian) методом тонкого луча составляет 1,03. Алгоритм AAA при большой экстраполяции расстояния работает неадекватно. В качестве меры психологической компенсации отсутствия прямой дозиметрии используется измерение потока излучения фермеровской камерой в мини-фантоме на оси тела пациента. Сеанс рутинного облучения с блоками укладывается в один час.

## ПЕРВЫЙ ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ МЕТОДОВ МАШИННОГО ОБУЧЕНИЯ В АНАЛИЗЕ БАЗ ДАННЫХ ДЛЯ ПАЦИЕНТОВ, ПОЛУЧИВШИХ РАДИОХИРУРГИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ

А.В. Далечина<sup>1</sup>, С.М. Банов<sup>1</sup>, А.В. Голанов<sup>2</sup>, В.В. Костюченко<sup>1</sup>, С.А. Маряшев<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Центр ГаммаНож при НМИЦ нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко  
Минздрава РФ, Москва

<sup>2</sup> Научный медицинский исследовательский центр нейрохирургии  
им. Н.Н. Бурденко” Минздрава РФ, Москва  
[adalechina@nsi.ru](mailto:adalechina@nsi.ru)

За последние несколько лет алгоритмы машинного обучения все чаще стали применяться для решения задач, связанных с анализом медицинских данных. Данные в радиационной онкологии представляют собой постоянно растущий источник информации разных типов: клиническая, диагностическая, параметры из систем планирования, биологические данные и т.д. Методы искусственного интеллекта позволяют установить внутренние связи и скрытые закономерности в таких сложных наборах данных, а также изменить стандартные подходы в прогнозировании результатов лечения. В работе проанализированы с помощью методов машинного обучения данные пациентов с метастатическим поражением головного мозга и с артериовенозными мальформациями (АВМ), получивших радиохирургическое лечение на аппарате ГаммаНож, с целью прогнозирования общей выживаемости и наступления облитерации.

В задаче предсказания общей выживаемости проанализированы данные 443 пациентов с 7 различными признаками, пролеченных с 2009 по 2016 г. Для предсказания наступления облитерации АВМ рассмотрены 109 пациентов с 14 признаками, пролеченных с 2005 по 2012 г. Применяли три алгоритма машинного обучения: дерево решений, метод ближайших соседей и случайный лес. Для анализа данных использовали библиотеку Scikit-learn языка

Python. Визуальный анализ данных осуществлен с помощью библиотек Seaborn и Plotly. Качество прогноза оценивали с помощью метрики точности классификации – доли правильных ответов. Точность прогноза на кросс-валидации и на отложенной выборке для дерева решений – 78 % и 61 %, для метода ближайших соседей – 88,6 % и 69,9 %, для случайного леса – 78,4 % и 67,6 % соответственно. Обнаружено, что наиболее важные признаки для предсказания общей выживаемости – это суммарный объем всех очагов, максимальный объем мишени, возраст пациента и общее число метастазов. Выборка по пациентам с АВМ была слишком мала для построения корректных моделей с помощью методов машинного обучения. Поэтому с этими данными был проведен только первичный и визуальный анализ, что также позволило сделать значимые предположения относительно наступления облитерации.

Представленная работа – это первый шаг в применении методов машинного обучения в нашем центре. Однако уже на этом этапе можно оценить огромный потенциал таких алгоритмов в анализе данных в лучевой терапии. Точность исследования может и должна быть улучшена увеличением числа анализируемых пациентов, полнотой данных, а также выбором более сложной метрики для оценки алгоритмов машинного обучения.

## КЛИНИЧЕСКИЕ И ФИЗИКО-МАТЕМАТИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К ИССЛЕДОВАНИЯМ В ОБЛАСТИ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ

Н.В. Денисова

Институт теоретической и прикладной механики им. С.А. Христиановича РАН,  
Новосибирск  
[NVDenisova2011@mail.ru](mailto:NVDenisova2011@mail.ru)

Диагностическая ядерная медицина с самого начала своего становления развивалась при тесном сотрудничестве медиков и физиков [1]. Одно из перспективных современных направлений этого сотрудничества связано с развитием метода математического моделирования и компьютерной имитации процедуры обследования пациентов методами однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) и позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ). Модельный подход позволяет исследовать факторы, существенно влияющие на качество изображений, которые недоступны при клинических исследованиях. Эти факторы связаны с физическими моделями, заложенными в алгоритмы реконструкции, математическими методами решения обратной задачи реконструкции и т.п. Цель данного исследования – развитие метода математического моделирования и выполнение компьютерной имитации процедуры обследования пациентов методами ОФЭКТ и ПЭТ.

Для выполнения исследований ранее был разработан первый отечественный антропоморфный математический фантом, описывающий распределение радиофармпрепарата  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI в органах среднестатистического пациента мужского пола [2]. Этот фантом хорошо себя зарекомендовал при компьютерной имитации процедуры обследования перфузии миокарда с использованием метода ОФЭКТ [3]. В настоящем исследовании эта модель используется для расчета распределения препарата  $^{111}\text{In}$ -окреотида в печени. Развита математическая модель расчета “сырых” данных – планарных изображений с учетом ослабления гамма-излучения в биологических тканях, геометрии коллиматора и детектора и Пуассоновской статистики регистрируемых фотонов. Разработана

алгоритмы решения обратной задачи реконструкции изображений с использованием современных статистических подходов и методов, включая широко используемый для коммерческих томографов алгоритм OSEM.

В работе представлены первые результаты по компьютерной имитации процедуры ОФЭКТ обследования пациента с опухолевым поражением печени с использованием препарата  $^{111}\text{In}$ -окреотид. Показано, что наряду с изображениями реально существующих поражений возможно появление артефактов, имитирующих опухолевые поражения. Появление артефактов зависит от номера итерации прерывания итерационного процесса, от анатомического строения пациента, активности введенного в организм препарата и размера опухолевых поражений, а также от учета ослабления излучения в биологических тканях (ОФЭКТ/КТ).

Полученные результаты показали перспективность использования методологии компьютерной имитации для развития диагностической ядерной медицины, что открывает возможности для дальнейших исследований, включающих тестирование с использованием клинических данных.

Исследования выполнены при частичной поддержке гранта РФФИ № 17-52-14004-АНФ.

1. Ell P.J. The contribution of medical physics to nuclear medicine: a physician's perspective // EJNMMI Physics. 2014. Vol. 1. P. 1–7.
2. Денисова Н.В., Терехов И.Н. Компьютерное моделирование процедуры ОФЭКТ/КТ в кардиологии // Мед. физика. 2016. № 3. С. 87–100.
3. Denisova N.V., Terekhov I.N. A study of myocardial perfusion SPECT imaging with reduced radiation dose using maximum likelihood and entropy-based maximum a posteriori approaches // Biomed. Phys. Eng. Express. 2016. № 2. 055015 doi:10.1088/2057-1976/2/5/055015.

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ФАНТОМА В МЕДИЦИНСКИХ ЦЕЛЯХ

*И.Д. Захаров, П.В. Петрова, О.Ю. Барышева, Д.А. Захаров, А.Т. Балашов  
Медицинский институт Петрозаводского государственного университета,  
Республиканский онкологический диспансер. Петрозаводск*

Использование новых технологий очень важно для развития медицины. С целью исключения использования человеческого организма для практики тех или иных исследований или испытаний мы разработали вещество, которое является аналогом человеческих тканей и органов и может быть использовано как фантом.

Для производства фантома использовалась желатиновая эссенция, смешанная в определенной пропорции с дистиллированной водой и тальком. Смесь охлаждалась в морозильной камере 15 мин при температуре  $-20^{\circ}\text{C}$ , далее нагревалась в присутствии талька до кипения. Тальк придает раствору ультразвуковую эхогенность. Далее раствор заливается в пресс-форму при постоянном помешивании для равномерного распределения. При застывании раствор помещается в пресс-форму в холодильную камеру при температуре  $4^{\circ}\text{C}$ . Спустя 72 ч фантом готов. Для обеззараживания раствора во время кипячения добавляется соль  $\text{NaCl}$ . При должном хранении при температуре  $4^{\circ}\text{C}$  срок службы увеличивается в 4 и более раз.

Существуют иностранные аналоги фантома, которые изготавливаются с помощью пластика, имитирующего костную ткань шейного отдела позвоночника. Расплавленный пластик заливается в пресс-форму и застывает. Костную ткань, в частности грудину, можно изготовить из парафинового геля и воска. Аналог мягких тканей изготавливают из силикона, животного мяса, желатины. При использовании силикона возникает проблема токсичности производства и дороговизны процесса. При использовании животного мяса возникает проблема гниения органических тканей. И сили-

кон, и мясо являются одноразовыми в применении, так как не имеют возможности восстановить свои свойства [1–7]. Разработанный нами фантом при нагревании и дальнейшем охлаждении принимает нативную форму.

Преимущества данного фантома по сравнению с зарубежными аналогами – дешевизна, простота приготовления, воспроизводимость, возможность многократного использования, при должном хранении при температуре  $4^{\circ}\text{C}$  срок службы 4 нед и более. Возможно дополнительное использование мишени с плотностью раствора в два раза меньше плотности основной ткани, которая помещается в полиэтиленовую оболочку, при этом при помощи противовеса можно установить мишень на разных уровнях.

1. Cabrelli L.C., Pelissari P.I., Deana A.M. et al. Stable phantom materials for ultrasound and optical imaging // *Phys. Med. Biol.* 2017. Vol. 62. P. 432–447.
2. Cheruparambath V., Sampath S., Deshikar L.N. et al. A low-coast reusable phantom for ultrasound - guided subclavian vein cannulation // *Indian J. Crit. Care Medicine.* 2012. Vol. 16. № 3. P. 163–165.
3. Hunt A., Ristolainen A., Ross P. et al. Low coast anatomically realistic renal biopsy phantoms for interventional radiology trainees // *Eur. J. Radiol.* 2013. Vol. 82. P. 594–600.
4. Lerman I., Souzdanitski D., Narouze S. A low-coast, durable, combined ultrasound and fluoroscopic phantom for cervical transforaminal injections // *Regional Anesthesia and Pain Medicine.* 2012. Vol. 37. № 3. P. 344–348.
5. Nicholson R. A., Crofton M. Training phantom for ultrasound guided biopsy // *Brit. J. Radiol.* 1997. Vol. 70. P. 192–194.
6. Richardson C., Bernard S., Dinh V.A. A cost-effective, gelatin-based phantom model for learning ultrasound - guided fine - needle aspiration procedures of the head and neck // *J. Ultrasound Med.* 2015. № 4. P. 1479–1484.
7. Viera S.L., Pavan T.Z., Junior J.E. et al. Paraffin-gel tissue-mimicking material for ultrasound-guided needle biopsy phantom // *Ultrasound in Med. and Biol.* 2013. Vol. 39. № 12. P. 2477–2484.

**ПРОБЛЕМЫ ДОЗИМЕТРИИ МАЛЫХ ПОЛЕЙ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)**

Ю.С. Кирпичев  
Центр лучевой терапии “ОнкоСтон”  
[jukirpichev@gmail.com](mailto:jukirpichev@gmail.com)

Дозиметрия малых полей широко обсуждается в литературе с момента появления ряда современных радиотерапевтических аппаратов. На некоторых из них невозможно установить общепринятые референсные условия для калибровки абсолютной дозы согласно прежнему практическому кодексу (CoP) [1, 2], например, на аппаратах CyberKnife или TomoTherapy компании Assiguay. Также существуют проблемы в относительной дозиметрии малых полей. В конце 2017 г. был опубликован документ, регламентирующий дозиметрию на современных радиотерапевтических аппаратах [3]. Одной из причин его создания послужило расследование нескольких радиационных аварий, причиной которых служил неправильный выбор детекторов для малых полей, что приводило к переоблучению (до двух раз) большого количества пациентов [4].

Выделяют несколько условий, определяющих, какое именно поле является малым [5]. Это – радиус бокового электронного равновесия, частичное перекрытие источника и усреднение по объему детектора. Каждое из них подробно описано в литературе [5–8]. Идеальный детектор для измерения дозы, в том числе в малых полях, должен быть эквивалентен воде и не вносить изменения в поток частиц, быть независимым от энергии излучения, иметь малый чувствительный объем и требовать только одну калибровку. К сожалению, таких детекторов не существует. Более того, для измерений в малых полях крайне важную роль играет изменение потока частиц в пучке, возникающее при внесении в пучок детектора – как его чувствительного объема (плотность отличается от воды для всех детекторов, используемых в клинической практике), так и нечувствительных частей детектора, обеспечивающих его функции и геометрическую целостность. (стенка, центральный электрод, основание). Введены [9] и опубликованы [3] поправочные коэффициенты для факторов выхода малых полей  $k_{clin,msr}$  в зависимости от размера поля, детектора и типа аппарата. Применение этих одинаковых для аппаратов одно-

го типа коэффициентов является обязательным и позволит существенно снизить неопределенности в измерениях факторов выхода для этих установок. Например, при измерении факторов выхода в поле 1×1 см камерой PinPoint компании PTW поправочный коэффициент (а, значит, и ошибка при неиспользовании такового) может быть около 5 %, а с уменьшением размера поля коэффициент влияет еще сильнее.

Традиционные индексы качества пучка, учитывающие разницу в энергиях калибровочного  $\mathcal{Q}_0$  и клинического  $\mathcal{Q}_{clin}$  пучков, определены в стандартных условиях, то есть в поле размером 10×10 см с выравнивающим фильтром, на расстоянии РИП/РИО 100 см [7]. Как было отмечено выше, на некоторых аппаратах такие условия являются недостижимыми. Специально для таких аппаратов введено определение референсного поля, специфического для данного типа лечебных аппаратов ( $msr$ ), которым является поле, наиболее близкое к общепринятому референсному полю, которое может быть установлено на данном оборудовании. Например, для CyberKnife  $msr$  полем является круглое FFF поле диаметром 6 см, а для TomoTherapy – прямоугольное FFF поле размером 5×10 см. Специально для этих аппаратов, а также для полей без выравнивающего фильтра были вычислены и опубликованы новые индексы качества пучка, учитывающие влияние всех описанных выше эффектов [3].

К сожалению, процедуры снятия боковых и глубинных дозовых распределений не так подробно регламентированы в новом практическом кодексе [3], где даются лишь основные рекомендации по используемым детекторам и их ориентации. Однако эти вопросы хорошо описаны для отдельных детекторов и могут сильно зависеть от каждого конкретного ускорителя [10]. Разумеется, стоит использовать детекторы с малым чувствительным объемом. Также разумным является применение детектора, дающего наиболее близкие результаты к теоретическим (полученным с помощью симуляции методом Монте-Карло), например, неэкранированного диода или алмазного детек-

тора. Разумеется, необходимо дальнейшее исследование данной темы и разработка соответствующих методических рекомендаций или СоР.

Строгое следование процедурам опубликованного кодекса [3] является обязательным и существенно снижает неопределенность при измерении дозы в малых полях, а также позволит предотвратить радиационные аварии, приводящие к серьезным осложнениям вплоть до летального исхода и в целом улучшить качество лечения пациентов. Использование нескольких подходящих детекторов для одного и того же измерения и сравнение данных одного типа на идентичных аппаратах различных клиник следует выполнять для уверенности в результатах дозиметрии малых полей и унификации данных между центрами.

1. Almond P.R., Coursey B.M., Hanson V.F. et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beam // *Med. Phys.*, 1999, Vol. 26, № 9, P. 1847–1869.
2. IAEA TRS-398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water // IAEA, 2000.
3. IAEA-AAPM TRS-483. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination. IAEA, 2017.
4. Ford E., Evans S. RO ILS launch offers secure incident reporting system to track errors and near-misses. *ASTRO News* (Summer), P. 14–12.
5. Seuntjens J. et al. Prescribing, Recording and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams. ICRU Report-91, 2017.
6. Li X.A. et al. Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head scatter factors using miniphantoms and brass caps // *Med. Phys.*, 1995, Vol. 22, № 7, P. 1167–1170.
7. Das I.J., Ding G.X., Ahnesjo. A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry // *Med. Phys.* 2008. Vol. 35, № 1, P. 206–215.
8. IPEM Report 103. Aspradakis M.M. et al. Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS), Small Field MV Photon Dosimetry. IAEA, 2000.
9. Alfonso R. et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields // *Med. Phys.* 2008. Vol. 35, № 11, P. 5179–5186.
10. Franchesco P. et al. Monte Carlo simulated corrections for beam commissioning measurements with circular and MLC shaped fields on the M6 System: a study including diode, microchamber, point scintillator, and synthetic microdiamond detectors // *Phys. Med. Biol.* 2017. Vol. 62, № 3, P. 1076–1095.

## ПОВЫШЕНИЕ КВАЛИФИКАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ФИЗИКОВ В РАМКАХ ПРОЕКТОВ МАГАТЭ НА БАЗЕ МЕЖДУНАРОДНОГО УЧЕБНОГО ЦЕНТРА АМФР И НИИЦ ОНКОЛОГИИ ИМ. Н.Н. БЛОХИНА МЗ РФ

М.В. Кислякова<sup>1</sup>, Т.А. Крюлова<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Ассоциация медицинских физиков России, Москва

<sup>2</sup> Научный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина МЗ РФ, Москва  
[amphr@amphr.ru](mailto:amphr@amphr.ru), [tanya\\_mifi@list.ru](mailto:tanya_mifi@list.ru)

Современные технологии лучевой терапии и растущий парк радиологического оборудования требуют квалифицированных медицинских физиков, имеющих опыт практической клинической работы. На сегодняшний момент Россия и страны СНГ испытывают нехватку таких кадров. Зачастую причиной этого является отсутствие базового академического образования, обучения на рабочих местах в клиниках и специализированных курсах повышения квалификации на клинической базе.

Ассоциация медицинских физиков России (АМФР) тесно сотрудничает со многими международными и российскими образова-

тельными организациями в области повышения квалификации специалистов, работающих в области радиационной онкологии. В рамках проектов технического сотрудничества МАГАТЭ АМФР совместно с сотрудниками НИИЦ им. Н.Н. Блохина МЗ РФ уже несколько лет участвует в образовательных проектах подготовки медицинских физиков из стран СНГ, а с 2016 г. и русскоговорящих специалистов из ряда европейских стран для работы в отделениях лучевой терапии. Целью технического сотрудничества АМФР и МАГАТЭ является обеспечение безопасного и эффективного лечения онкологических пациентов через совершенствование

теоретических и прикладных знаний медицинских физиков, а также освоение новых технологий и методик лучевого лечения.

Международный учебный центр АМФР на базе НМИЦ им. Н.Н. Блохина МЗ РФ проводит обучение с использованием международных стандартов, а главным его преимуществом является широкий спектр практических занятий на клинической базе с доступом к современному оборудованию. Преподавательский корпус курсов состоит из ведущих сотрудников НМИЦ им. Н.Н. Блохина и других передовых лечебных учреждений, а также экспертов МАГАТЭ. За последние шесть лет в рамках трёх проектов технического сотрудничества МАГАТЭ было проведено 20 курсов с различной тематикой и трехмесячные стажировки для 10 медицинских фи-

зиков из России, Армении, Киргизии, Молдавии, Таджикистана, Узбекистана и Казахстана.

В рамках проекта технического сотрудничества МАГАТЭ радиологическое отделение НМИЦ им. Н.Н. Блохина МЗ РФ, а также семь стран СНГ получили новое дозиметрическое оборудование, были переведены и опубликованы новые учебные пособия по медицинской физике.

АМФР продолжает и расширяет свою образовательную деятельность – постоянно ведется разработка новых специализированных курсов и программ, причем не только для медицинских физиков, но и для врачей, совершенствуются обучающие материалы, увеличивается круг курсантов.

## ДОЗОВЫЕ ЯДРА ЭЛЕМЕНТАРНЫХ ИСТОЧНИКОВ, ИХ МОДЕЛЬНОЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЕ И ПРИМЕНЕНИЕ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

В.А. Климанов<sup>1</sup>, А.Н. Моисеев<sup>2</sup>

<sup>1</sup> НИЯУ МИФИ

<sup>2</sup> ООО МЕДСКАН Москва,

[vaklimanov@mail.ru](mailto:vaklimanov@mail.ru) [alexei.moiseev@gmail.com](mailto:alexei.moiseev@gmail.com)

Термин “дозовое ядро” применяется для величин, описывающих количественно относительные распределения дозы в гомогенных средах для элементарных источников ионизирующих излучений. В лучевой терапии имеются четыре таких источника: точечный мононаправленный источник или тонкий луч (ТЛ), ТЛ с конечным (но малым) поперечным сечением (“Beamlet”), дифференциальный тонкий луч (“Dose spread function”), и точечный изотропный источник. Первый вариант дозовых ядер был рассчитан в конце 90-х годов методом Монте-Карло рядом ученых за рубежом (T.R. Makie, A. Ahnesjo et al) по программе EGS4 и в России (В.А. Климанов, В.В. Смирнов с соавт.) по собственным кодам. Тогда же были предложены для них первые аппроксимационные формулы (A. Ahnesjo). В дальнейшем, благодаря прогрессу в вычислительной технике, усовершенствованию алгоритмов метода Монте-Карло и уточнению сечений взаимодействия появилась воз-

можность значительно повысить точность определения дозовых ядер. Это задача и явилась целью настоящей работы.

Методом Монте-Карло проведены расчеты дозовых ядер для элементарных источников фотонов и нейтронов. Расчеты выполнялись для воды по новым усовершенствованным версиям программ (EGSnrc для фотонов и MCNPX для нейтронов) в широком интервале энергий для моноэнергетических источников и для ряда спектров тормозного излучения. Для определения дозовых ядер в других средах предложены методики трансформации значений дозовых ядер в воде на другие среды.

Практическое применение дозовых ядер для расчета доз от клинических пучков кардинально упрощается в случае описания дозовых ядер удобными аналитическими моделями. В работе показано, что ранее предложенные модели являются неудовлетворительными по точности расчета, и предложены новые модельные

описания. Они базируются на расчетах методом Монте-Карло со статистической неопределенностью меньше, чем 1 %, удобных для интегрирования по объему аналитических форм с коэффициентами, определяемыми сочетанием методов нелинейной регрессии и случайного поиска, и разделением полной дозы на отдельные компоненты.

Развитые математические модели дозовых ядер были применены для решения ряда актуальных задач, связанных с разработкой алгоритмов независимого расчета дозы, калиб-

ровкой пучков, определение эффективного спектра пучков тормозного излучения и др. Новые значения дозовых ядер заметно отличаются от результатов прежних расчетов. Проведенные с использованием этих ядер расчеты дозовых распределений в водном фантоме хорошо согласуются с экспериментом. Погрешность расчета дозовых ядер по математическим моделям в большинстве случаев не превышает 3 %. Использование этих моделей для решения указанных выше прикладных задач оказалось вполне удачным.

## ИССЛЕДОВАНИЕ РАДИАЦИОННО-ФИЗИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МНОГОЛЕПЕСТКОВЫХ КОЛЛИМАТОРОВ AGILITY И APEx

Д.А. Коконцев<sup>1</sup>, А.В. Нечеснюк<sup>1</sup>, А.А. Логинова<sup>1</sup>, Е.А. Войтова<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Д. Рогачева, Москва

<sup>2</sup> Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Москва  
[kokoncev\\_d@mail.com](mailto:kokoncev_d@mail.com)

Для проведения качественной лучевой терапии с модуляцией по интенсивности, модуляцией по объему, стереотаксической радиохирургии требуется достаточно глубоко изучить фактическое дозовое распределение как в области мишени, так и в окружающем объеме, где пучок перекрывается многолепестковым коллиматором (МЛК). Физические параметры лепестков МЛК подобраны таким образом, чтобы обеспечить хорошую защиту перекрываемых областей, однако конструктивные зазоры между боковыми поверхностями соседних лепестков и зазор между торцами противоположных лепестков при их максимальном сближении, а также точность их позиционирования, предполагают наличие утечек (пропускания) излучения в защищаемую область, что не всегда корректно учитывается компьютерной системой планирования (СП).

Цель работы – оценка фактических утечек в МЛК типа Agility и APEx, установленных на ускорителях электронов Elekta Synergy Platform, корректировка модели пучка в СП (процедура post-modeling adjustment of MLC parameters), анализ планов облучения, рассчи-

танных в СП Monaco 5.10 алгоритмом Монте-Карло для этих МЛК, сравнение фактического дозового распределения с рассчитанным в СП.

Для каждого МЛК были измерены следующие утечки (в терминах AAPM TG-50): пропускание лепестка (leaf transmission) – т.е. доза от излучения, прошедшего через всю толщину лепестка; пропускание между лепестками (interleaf transmission) – т.е. доза от излучения, прошедшего между боковыми сторонами соседних лепестков; пропускание на торцах лепестка (leaf end transmission) – это доза от излучения, прошедшего между торцами противоположных лепестков в положении их максимального приближения друг к другу.

Использовали следующее оборудование:

1. Штатная порталная система верификации положения пациента с использованием мегавольтного пучка, которая имеет хорошую разрешающую способность и позволяет оценить профиль пучка в режиме онлайн.
2. Радиохромная пленка Gafchromic EBT2.
3. Фантом Multicube с матричным детектором IBA MatriXX Evolution.
4. Программное обеспечение (ПО) OmniPro (IBA).

5. Система планирования Monaco 5.10

6. Стандартные тестовые пучки:

- ✓ открытое поле 10×10 см, предназначенное для калибровки измерительных средств;
- ✓ открытое поле 20×20 см, предназначенное для проверки равномерности отклика детекторов при измерении больших полей, а также для проверки симметрии пучка;
- ✓ ZABUT – три поля по 6 см, реализованные по технологии step-and-shoot, предназначены для проверки калибровки МЛК, оценки двух зон стыковок полей и измерения смещения (offset) лепестков;
- ✓ 7SEGA – семь полей по 2 см, реализованные по технологии step-and-shoot, предназначены для проверки калибровки МЛК, оценки шести зон стыковок полей и измерения offset лепестков;
- ✓ FOURL – Четыре L-образных поля, реализованные по технологии step-and-shoot. Каждый последующий L-сегмент меньше предыдущего и внешней стороной примыкает к внутренней стороне предыдущего. Это поле предназначено для проверки смещения положения лепестков и утечки через МЛК;
- ✓ DMLC – поле IMRT шириной 2 см, реализованное по технологии “скользящее окно”. Распределение дозы чувствительно к точно-

сти позиционирования лепестков, калибровке и утечкам;

- ✓ HIMRT – поле step-and-shoot, позволяет комплексно оценить клиническую ситуацию;
- ✓ HDMLC – поле “скользящее окно”, позволяет комплексно оценить клиническую ситуацию.

На основании полученных данных была проведена корректировка модели пучка в СП.

На примере облучения малоразмерной мишени с разными коллиматорами была проведена оценка планов лечения по индексам конформности и гетерогенности и сравнение измеренного и расчетного дозового распределения для каждого коллиматора. Показано, что утечки МЛК могут внести значимый вклад в дозовое распределение доз, поглощенных в теле пациента. Учет утечек и подстройка модели пучка в СП улучшают соответствие фактического дозового распределения и рассчитанного в СП. Риск переоблучения органов риска и неправильного расчета дозового распределения в пациенте увеличивается при отсутствии оценки фактических утечек МЛК. Следует проводить процедуру подстройки модели пучка в СП и, по возможности, применять МЛК с наименьшими утечками.

## РЕАКЦИЯ ТКАНЕЙ НА ОБЛУЧЕНИЕ ПРИ РАДИОХИРУРГИИ ПАТОЛОГИЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ И ПРОБЛЕМАТИКА

*В.В. Костюченко*

*АО “Деловой центр нейрохирургии”, Москва  
vkostjuchenko@nsi.ru*

Для выбора дозы при проведении однофракционной радиохирургии (РХ) объемных патологий головного мозга (в первую очередь таких, как артерио-венозные мальформации (АВМ) и метастазы рака) необходимо иметь представление о возможных реакциях со стороны здоровых тканей в зависимости от дозовых нагрузок. В докладе рассматриваются реакции со стороны паренхимы мозга, а не со стороны черепно-мозговых нервов, причём распространённые, нефокальные реакции, зависящие как от дозы, так и облучаемого объёма тканей. К таким реакциям, относятся, в первую очередь, радиационный некроз и отёк.

Наиболее важными в этой области представляются работы Питтсбургской группы Фликинжера, начатые в 1989 г. и продолжающиеся до сих пор. В них обнаружено, что единственным фактором, коррелирующим с изменениями после РХ на аппарате ГаммаНож, является суммарный объём, включающий АВМ, получающий дозу 12 Гр ( $V_{12}$ ) [2, 4]. Симптоматика дополнительно связана с локализацией [3]. Другими авторами найдена корреляция с объемом, получившим дозу 10 Гр ( $V_{10}$ ) [7].

В современных работах проводится аналогичный анализ для опухолей [5], включая метастазы [1, 6]. При этом авторы приходят к вы-

воду, что резкий рост вероятности осложнений возникает при  $V_{12} > 8-10 \text{ см}^3$ . В своей практике мы используем этот критерий для выбора методики и параметров облучения метастазов и АВМ – снижение дозы или переход к фракционированному облучению.

Следует отметить ряд существующих проблем:

- ✓ В литературе рассматриваются различные последствия облучения: радиационный некроз, симптоматические и бессимптомные пострadiационные осложнения, пострadiационные изменения на изображениях (ПРИИ). Возможное влияние оказывает химиотерапия. ПРИИ должно лучше коррелировать с дозой, тогда как симптоматика дополнительно обуславливается локализацией.
- ✓ При принятии решения, кроме рисков осложнений, следует оценивать их тяжесть, возможность купирования, например, стероидными гормонами.
- ✓ Какой из объёмов лучше отражает риски –  $V_{12}$  или  $V_{10}$ ?
- ✓ Квартильный анализ, приводимый большинством авторов, даёт грубую оценку (размер интервала, в котором резко увеличивается вероятность осложнений, около 5 Гр).
- ✓ В работах Питтсбургской группы предполагается, что АВМ является моделью здорового мозга: при анализе результата РХ опухолей авторы получили вероятность осложнений в

7,5 раз ниже, чем при тех же дозах для АВМ [4]. С другой стороны, этот тезис можно поставить под сомнение, так как пострadiационная васкулопатия предполагается одной из важных причин развития некроза, а сосуды АВМ сильно отличаются от сосудов нормального мозга.

- ✓ Следует ли оценивать суммарный объём или исключать из него объём опухоли?

1. Blonigen B.J., Steinmetz R.D., Levin L. et al. Irradiated volume as a predictor of brain radionecrosis after linear accelerator stereotactic radiosurgery // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2010. Vol. 77. № 4. P. 996–1001.
2. Flickinger J.C., Kano H., Niranjan A. et al. Dose selection in stereotactic radiosurgery // Progress in Neurolog. Surgery. 2013. Vol. 27. P. 49–57.
3. Flickinger J.C., Kondziolka D., Lunsford L.D. et al. Development of a model to predict permanent symptomatic postradiosurgery injury for arteriovenous malformation patients // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2000. Vol. 46. № 5. P. 1143–1148.
4. Flickinger J.C., Kondziolka D., Pollock B.E. et al. Complications from arteriovenous malformation radiosurgery: multivariate analysis and risk modeling // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1997. Vol. 38. № 3. P. 485–490.
5. Korytko T., Radivoyevitch T., Colussi V. et al. 12 Gy gamma knife radiosurgical volume is a predictor for radiation necrosis in non-AVM intracranial tumors // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2006. Vol. 64. № 2. P. 419–424.
6. Minniti G., Clarke E., Lanzetta G. et al. Stereotactic radiosurgery for brain metastases: analysis of outcome and risk of brain radionecrosis // Radiat. Oncol. (London). 2011. Vol. 6. P. 48.
7. Voges J., Treuer H., Sturm V. et al. Risk analysis of linear accelerator radiosurgery. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1996. Vol. 36. № 5. P. 1055–1063.

## ТОЛЕРАНТНОСТЬ ОПТИЧЕСКИХ СТРУКТУР К РАДИОХИРУРГИИ. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

*В.В. Костюченко*

*АО “Деловой центр нейрохирургии”, Москва  
[vkostjuchenko@nsi.ru](mailto:vkostjuchenko@nsi.ru)*

В течение многих лет считалось, что безопасная доза при однофракционной радиохимирургии (РХ) для передних оптических путей (ОП) составляет 8 Гр, и что на РХ допустимо брать опухоли, расположенные не ближе 5 мм от ОП – критерий Тишлера [5]. В последние годы стали появляться данные, что реальный уровень толерантности лежит значительно выше. Чтобы разобраться в данном вопросе, мы

провели обзор литературы, включив в него, кроме работ по радиационно-индуцированной оптической нейропатии (РИОН), работы по нейропатии черепно-мозговых нервов и по крупным сериям РХ перипотических патологий, прежде всего секреторирующих аденом гипофиза (САГ), для которых используются существенно более высокие дозы, чем для других патологий. Был составлен список всех обнару-

женных в литературе случаев РИОН. Всего выявлено 20 случаев, среди которых две пары, по всей вероятности, являются повторными описаниями. Случаи повторных упоминаний были исключены.

Проанализировав все найденные случаи, мы вынуждены отметить, что около половины из них были получены с использованием двумерного планирования по КТ на старых моделях аппарата ГаммаНож (ГН) и ускорителей электронов. Некоторые были перепланированы позже по МРТ, причём доза в ОП выросла с 10 до 12 Гр. Интересно, что среди четырех случаев РИОН, описанных Тишлером, минимальная доза, при которой они возникали, составила не 8, а 9,7 Гр [5]. В ряде случаев РХ было не первым облучением; иногда нейропатия уже присутствовала перед облучением или возникла при продолженном росте опухоли после РХ. После исключения этих случаев в списке осталось всего 5 случаев, 3 из которых в области ниже 10 Гр. Самая низкая доза (7,4 Гр) указана после современной РХ на аппарате ГН модели С САГ в работе из Йеля – бледность зрительного диска с временным дефектом поля зрения [2]. Отметим, что как правило, РИОН являются постоянными и не поддаются лечению. В литературе встречаются описания и других случаев временного ухудшения зрения при низких дозах (вплоть до 3 Гр) при САГ. Следующий случай (8,6 Гр), вероятно, получен на старой модели ГН [4] и последний (9,6 Гр) из Ухани после облучения САГ на ГН модели В с современным планированием [1]. По данным работ команды Поллока из клиники Майо, посвящённых облучению высокими дозами значительных групп пациентов, риск РИОН при максимальной дозе 12 Гр не превышает 1 % [3].

На основании этих данных мы полагаем, что прежние уровни толерантности ОП неоправдано занижены, описанные случаи РИОН при низких дозах недостоверны, дозы в 10–12 Гр безопасны для ОП, допустимо облучать образования, прилегающие к ОП. Данных для более точного определения толерантных уровней недостаточно.

При анализе данных РИОН следует учитывать:

- ✓ различия в алгоритмах расчёта дозы в разных системах планирования, расхождения между которыми могут достигать нескольких Гр;
- ✓ недопустимость сведения различных режимов гипофракционирования с помощью БЭД в силу неприменимости линейно-квадратичной модели со стандартными значениями параметров  $\alpha$  и  $\beta$  к РХ, особенно в отношении аксонов ОП.

1. Fu P., He Y.-S., Cen Y.-C. et al. Microneurosurgery and subsequent gamma knife radiosurgery for functioning pituitary macroadenomas or giant adenomas: One institution's experience // Clin. Neurol. Neurosurg. 2016. Vol. 145. P. 8–13.
2. Grant R.A., Whicker M., Lleva R. et al. Efficacy and safety of higher dose stereotactic radiosurgery for functional pituitary adenomas: a preliminary report // World Neurosurg. 2014. Vol. 82. № 1–2. P. 195–201.
3. Pollock B.E., Link M.J., Leavitt J.A., Stafford S.L. Dose-volume analysis of radiation-induced optic neuropathy after single-fraction stereotactic radiosurgery // Neurosurgery. 2014, Vol. 75. № 4. P. 456–460; discussion 460.
4. Skeie B.S., Enger P.O., Skeie G.O. et al. Gamma knife surgery of meningiomas involving the cavernous sinus: long-term follow-up of 100 patients // Neurosurgery. 2010. Vol. 66. № 4. P. 661–668; discussion 668–669.
5. Tishler R.B., Loeffler J.S., Lunsford L.D. et al. Tolerance of cranial nerves of the cavernous sinus to radiosurgery // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1993. Vol. 27. № 2. P. 215–221.

## НЕОБХОДИМОСТЬ ОРГАНИЗАЦИИ СБОРА ИНФОРМАЦИИ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

*В.В. Костюченко*

*АО “Деловой центр нейрохирургии”, Москва*

*[vkostjuchenko@nsi.ru](mailto:vkostjuchenko@nsi.ru)*

В настоящее время существуют продвинутые методы обработки информации, включая методы статистики и машинного обучения, которые в клинике используются мало и упрощённо, так как врачи не владеют соответствующим аппаратом. Делегирование обработ-

ки соответствующим специалистам сталкивается с отсутствием данных или представлением их в форме, недоступной для машинной обработки.

В лучевой терапии (ЛТ) можно выделить, по крайней мере, пять типов данных:

1. Данные дозиметрического планирования.
2. Данные о реализации плана.
3. Данные томографии (до и после лечения).
4. Информация о проведенном ранее лечении.
5. клиническая информация – информация о состоянии пациента (до и после лечения).

Типы 1–3 доступны для машинной обработки. Большинство планирующих систем позволяет производить выгрузку дозиметрических данных в формате DICOM-RT или хотя бы в виде гистограмм доза–объем; доступны лог-файлы облучающих аппаратов; системы PACS накапливают изображения. Производители оборудования стремятся интегрировать эти данные, но подобную интеграцию можно осуществлять и собственными силами.

Эта информация может быть использована для расчёта вероятности контроля роста опухоли и связи её с параметрами плана ЛТ. Однако осложнения после облучения часто не проявляются на томограммах. Для оценки правильности плана, с точки зрения нагрузки на здоровые ткани, необходим анализ данных 5-го типа.

Сбор данных 4–5-го типов является слабым местом. До сих пор значительная часть информации, особенно полученная из сторонних организаций, хранится в бумажном виде, а собственная информация порождается в виде текстовых документов или текстовых блоков информационных систем (ИС). Детальный сбор проводится в узких рамках научных работ с использованием таблиц Excel и т.п. При этом возникают проблемы работы в многопользовательском режиме и сложности отражения схемы данных в формате 2D-таблицы. В итоге систематический анализ результатов лечения невозможен, совершенствование систем дозиметрического планирования, навыков плани-

рования теряет смысл, упираясь в отсутствие данных для построения целевой функции.

Организация сбора клинической информации – одна из важнейших задач в современной лучевой терапии. Сбор информации должен происходить в процессе рутинной, а не дополнительной, работы врача, для чего формы сбора информации необходимо интегрировать в ИС, управляющие потоками пациентов, объединить с системами электронного документооборота – документы должны порождаться на основе заполненных форм, а не наоборот. Используемые методы описания состояния и словари должны исходить от специалистов и из анализа литературы. Применение любых систем, рассчитанных на несколько тысяч пациентов, вполне целесообразно, так как данные разных систем могут быть объединены. При этом требуется, чтобы сбор проводился в общедоступных форматах, имел подробное описание, а доступ к данным не был бы ограничен. Следует обратить внимание на то, чтобы в каждой системе хранились данные, позволяющие связать между собой объекты из разных систем.

Важнейшим вопросом является возможность расширения списка собираемых данных. Системы, поставляемые производителями оборудования, могут не позволять этого и чрезмерно ограничивать доступ. Сбор данных рассчитан на десятки лет, за которые могут смениться поставщики оборудования и ПО. Данные при этом должны оставаться доступными.

Мы считаем, что сейчас акцент в исследовательской работе медицинских физиков смещается из области разработки устройств подведения дозы, дозиметрии, разработки ПО для планирования, в область сбора информации и её обработки.

## **ВЛИЯНИЕ ОСОБЕННОСТЕЙ ДОСТАВКИ ДОЗЫ НА ВЫБОР ОПТИМАЛЬНОЙ ЛЕЧЕБНОЙ УСТАНОВКИ ПРИ ГИПОФРАКЦИОНИРОВАНИИ**

*А.В. Кубасов, Г.И. Андреев, Н.А. Воробьев, И.С. Зубаткина, А.М. Калесник,  
Ф.Б. Щепинов, И.В. Плугарь*

*Радиохирургический центр Медицинского института С. Березина, С.-Петербург  
[antonkubasov@ldc.ru](mailto:antonkubasov@ldc.ru)*

Цель работы: на примере характерных клинических случаев продемонстрировать ло-

гику выбора облучающего аппарата для лечения пациентов в режиме гипофракционирова-

ния. Для этого были выбраны 10 пациентов с интракраниальными и экстракраниальными новообразованиями, сложные с точки зрения локализации и отношения к прилежащим критическим структурам, которые поступили на лечение в режиме гипофракционирования. Были рассмотрены планы облучения с учётом различных аспектов доставки дозы на ускорителях электронов CyberKnife 4C и TrueBeam STx с целью выбора наиболее подходящего оборудования. Расчеты доз были выполнены на планирующих станциях Eclipse 10.0 и MultiPlan 4.6, при этом сравнивали две стереотаксические техники облучения (изоцентрическая RapidArc и неизоцентрическая доставка дозы на CyberKnife) по показателям покрытия мишени, градиента дозы, нагрузки на здоровые ткани, точности укладки и времени лечения.

Для всех рассмотренных случаев изоцентрическое и неизоцентрическое планирование позволило достичь приемлемого, с клинической точки зрения, результата в отношении

покрытия мишени, градиента дозы и нагрузок на критические структуры, которые не превышали установленные пороговые значения. Сравнительная оценка планов показала, что покрытие, градиент дозы, показатели конформности и время лечения для больших и протяжённых мишеней более предпочтительнее в планах, выполненных на Eclipse 10.0 для лечения на ускорителе TrueBeam. Для малоразмерных и подвижных опухолей дозиметрические показатели и время лечения были сопоставимы, но при лучшей точности укладки, возможности слежения за положением мишени и большем комфорте пациента при лечении на системе CyberKnife 4C.

Выводы: выбор аппарата для радиохирургии сложных случаев в стереотаксической лучевой терапии является комплексной задачей, требующей участия медицинского физика, который способен оценить, как особенности доставки дозы скажутся на результатах планирования.

## **ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЦИЛИНДРИЧЕСКИХ АППЛИКАТОРОВ ДЛЯ ВНУТРИПОЛОСТНОЙ БРАХИТЕРАПИИ КОЛОРЕКТАЛЬНОГО РАКА**

*М.В. Лаврова, А.А. Заручевский, А.А. Конько, Е.Ю. Ломтева, Т.А. Овсянникова*  
*Ленинградская областная клиническая больница, Санкт-Петербург*  
[lavrova@inbox.ru](mailto:lavrova@inbox.ru)

В лечении опухолей анального канала и нижнеампулярного отдела прямой кишки все чаще используется сочетание дистанционной и внутриволостной лучевой терапии. Остается актуальным точное подведение дозы к патологическому очагу, минимизация дозы в здоровых органах и тканях и оценка дозовой нагрузки на организм человека.

Для внутриволостной терапии характерно большое многообразие аппликаторов. Клинические методики непосредственно привязаны к имеющемуся оборудованию. Поэтому, с одной стороны, для решения различных клинических задач необходимы различные комплекты аппликаторов, с другой стороны, имеющееся оборудование определяет возможности врача. Для успешного решения клинической задачи необходимо иметь объективные критерии

выбора оборудования из имеющегося комплекта. Поэтому необходимо изучение дозиметрических свойств каждого аппликатора, возможностей и ограничений их использования на практике.

Целью исследования было изучение дозного поля источника  $^{192}\text{Ir}$  при использовании имеющихся в клинике аппликаторов, которые планируется применять для внутриволостной терапии анального канала и прямой кишки. Исследовали два аппликатора одного диаметра: жесткий одноканальный цилиндрический аппликатор длиной 10 см как линейный источник излучения и одноразовый силиконовый восьмиканальный аппликатор длиной 28 см, представляющий собой объёмный источник излучения. Для успешного сравнения результатов при всем многообразии методик внутриво-

лостной брахитерапии необходима единая методологическая основа. Для исследования и представления результатов применяли методологию GEC ESTRO, которая вносит единообразие в предписание дозы, оценку плана и, как следствие, в оценку и сравнение результатов лечения.

Для исследования дозиметрических свойств был выбран набор из трех фиксированных активных длин для каждого канала обоих аппликаторов при равномерной загрузке каналов. Для выбранных ситуаций исследовано распределение дозы вокруг аппликаторов, в частности, была произведена численная оценка дозовых профилей излучения, дозы на поверхности аппликатора, суммарной референсной воздушной кермы (total reference air kerma) и объемов тканей, получающих дозу выше 200 % от предписанной. Проведена оценка влияния оптимизации дозиметрического плана на изменение изучаемых параметров. Было рассмотрено влияние выбора шага смещения источника, различного времени стояния в позиции и неравномерного распределения источников по длине аппликатора.

В результате были изучены дозиметрические особенности исследуемых аппликаторов с источником  $^{192}\text{Ir}$ , собрана дозиметрическая ин-

формация, позволяющая осуществлять оптимальный выбор аппликатора применительно к конкретной клинической ситуации в зависимости от объема мишени, ее протяженности (GTL, PTL) и глубине распространения опухолевого процесса. Разработаны рекомендации для внедрения аппликаторов в клиническую практику.

1. Gerbaulet A., Poetter R., Mazeron J.-J. et al. The GEC ESTRO Handbook of brachytherapy.
2. Poon E., Reniers B., Devic S. et al. Dosimetric characterization of a novel intracavitary mold applicator for  $^{192}\text{Ir}$  high dose rate endorectal brachytherapy treatment // *Med. Phys.* 2006. Vol. 33. P. 4515–4526.
3. Devic S., Vuong T., Moftah B. Advantages of inflatable multichannel endorectal applicator in the neo-adjuvant treatment of patients with locally advanced rectal cancer with HDR brachytherapy // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2005. Vol. 6. P. 44–49.
4. Козлов О.В., Гладилина И.А., Литвинов Р.П. и соавт. Материалы конференции “Брахитерапия и внутритканевая диагностика в лечении злокачественных образований различных локализаций” РНЦРР, Москва, 18 ноября 2016 г.
5. Waterman F.M., Holcomb D.E. Dose distributions produced by a shielded vaginal cylinder using a high-activity iridium-192 source // *Med. Phys.* 1994. Vol. 21. P. 101–106.
6. Rivard M.J., Coursey B.M., DeVerd L.A. et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculation // *Med. Phys.* 2004. Vol. 31. P. 633–674.

## ОЦЕНКА АКТУАЛЬНОСТИ ДАННЫХ QUANTEC НА 2017 ГОД

*Ж.С. Лебедева, А.П. Литвинов*

*Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет  
им. И.П. Павлова, Санкт-Петербург  
[zhanna-med.phys@mail.ru](mailto:zhanna-med.phys@mail.ru)*

Опубликованные в 2010 г. рекомендации о толерантных дозах для критических структур QUANTEC (Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic) [1] содержат значительный объем информации, базирующейся на данных, полученных методами 1980-х годов. В то же время стали появляться результаты новых исследований на основе современных технологий, однако их число ограничено. Недостаточность данных о толерантных дозах в лучевой терапии может быть легко устранена, если значительное количество центров присоединится к работе по сбору сопоставимых данных. Для организации сбора данных необходимо:

- ✓ Систематизировать подход к оконтуриванию критических структур при использовании имеющихся атласов оконтуривания: RTOG 1106, Mirada.
- ✓ Для использования возможностей автоматизации создать единообразный терминологический шаблон для структур (если в шаблоне сердце называется “Heart”, то неприменимо “heart”, или “cor”).
- ✓ Пользуясь методами автоматизации, фиксировать параметры гистограмм доза–объем, как собственных, так и представленных другими авторами. Это позволит проводить сравнение с ранее полученными данными и

постоянно наращивать их число. Например, в СП Eclipse для автоматизации можно использовать возможности Eclipse Scripting API. Скрипт, оценивающий дозу в критических структурах по данным QUANTEC, доступен на сайте разработчиков [2]. Скрипт, дополненный новыми клиническими данными, можно запросить по почте у авторов статьи (zhanna-med.phys@mail.ru).

- ✓ Организовать процедуру периодических осмотров после окончания ЛТ в соответствии с рекомендациями RTOG.
- ✓ Ввести в отделении общую систему оценки осложнений, базирующуюся на известных классификациях EORTC/RTOG, LENT-SOMA, STCAE 4. Данные системы оценки могут значительно отличаться друг от друга [3]. Немалое значение имеют и методы оценки осложнений на основе данных визуализации.
- ✓ Организовать базу данных для сбора информации о периодических осмотрах с использованием любого удобного в данной клинике офисного ПО.
- ✓ При ретроспективном анализе данных и публикации результатов своего клинического опыта отражать следующие параметры: критический орган, метод оконтуривания с указанием применяемого атласа, локализацию, методику лечения, проводилась ли адьювантная терапия с указанием препаратов, критерии оценки осложнений, параметры ГДО, предложенные в литературе и свои, если они отличаются, известные факторы

риска (возраст, курение, высокий индекс массы тела и т.д.). Следовать рекомендациям [4] и [5].

Если количество грамотно организованных исследований, в том числе и в русскоязычной литературе, будет постоянно расти, то это позволит практикующим врачам принимать решения о целесообразности облучения критических структур в определенных дозах более обосновано. Принятые в профессиональном сообществе решения о целесообразности применения тех или иных технологий (например, применение методик контроля дыхания или IMRT), позволят более грамотно принимать решения о необходимости оснащения клиник. Данные мировой науки пополнятся новой информацией о лучевой терапии этнических групп населения, проживающего на территории России.

1. Marks L.B., Haken R.K., Martel M.K. et al. Guest editor's introduction to QUANTEC: a users guide, 2010. Vol. 76. № 3, P. s1-s2.
2. Varian Developer Forum. <https://variandevolver.codeplex.com/SourceControl/latest>.
3. Hoeller U., Tribius S., Kuhlmeier A. et al. Increasing the rate of late toxicity by changing the score? A comparison of RTOG/EORTC and LENT/SOMA scores // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2003. Vol. 55. № 4. P. 1013-1018.
4. Jackson A., Yorke E.D., Marks L.B. et al. The lessons of QUANTEC: recommendations for reporting and gathering data on dose-volume dependencies of treatment outcome // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2010. Vol. 76. S. 155-160.
5. Schulz K.F., Altman D.G., Moher D. CONSORT 2010 statement: Updated guidelines for reporting parallel group // Int. J. Surg. 2011. Vol. 9. P. 672-677.

## **АДАПТИРОВАННАЯ ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ ДЕТЕЙ НА ОСНОВЕ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В КОНИЧЕСКОМ ПУЧКЕ**

*А.О. Лисовская, А.А. Логинова, А.В. Нечеснюк, В.Н. Беляев*

*Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Д. Рогачева МЗ РФ, Москва  
[nastya\\_lis95@mail.ru](mailto:nastya_lis95@mail.ru)*

В некоторых случаях анатомия пациента изменяется в ходе подготовки и проведения курса лучевой терапии. Эти изменения могут привести к недооблучению мишени или повышенной дозе в органах риска.

Для адаптированной лучевой терапии (АЛТ) на основе компьютерной томографии в коническом пучке (СВСТ) при облучении детей

мы применяли следующую методику: на КТ-сканере GE Light Speed RT16 были получены изображения пациентов, использованные для планирования лучевой терапии, а изображения СВСТ использовали для оценки эффекта от изменения анатомии пациента при облучении на ускорителе Elekta Synergy, оснащенный функцией XVI (X-ray Volume Image). С помощью

планирующей системы Monaco 5.10 были созданы планы облучения пациентов на основании данных КТ и СВСТ. Дозу рассчитывали по алгоритму Монте-Карло.

В результате разработана методика проведения АЛТ на основе данных КТ в коническом пучке, получаемых при проведении рутинной процедуры верификации положения пациента на столе ускорителя. Показаны варианты улучшения точности расчета дозы на изображениях СВСТ, их преимущества и недостатки. Представлены результаты использования СВСТ-изображений для оценки изменений анатомии пациента и, при необходимости, непосредственного проведения АЛТ для 7 пациен-

тов. Максимальное отклонение между средней дозой в планируемом объеме мишени PTV, рассчитанной на основе данных КТ для первоначальных контуров и рассчитанной для измененных контуров на основе данных СВСТ, достигло почти 6 %.

Представленная методика проведения АЛТ у детей позволяет оценивать реализуемые планы в изменившихся условиях облучения, адаптировать лечебные планы и улучшить качество лечения пациентов. Показаны преимущества и ограничения метода, а также исследованы перспективы использования СВСТ-изображений для проведения АЛТ.

## ПОВРЕЖДЕНИЯ ЗДОРОВЫХ ОРГАНОВ И ТКАНЕЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ У ДЕТЕЙ: СБОР И АНАЛИЗ ДАННЫХ

*А.А. Логинова, Д.А. Коконцев, А.В. Нечеснюк*

*Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Д. Рогачева МЗ РФ, Москва*  
[aloginova@gmail.com](mailto:aloginova@gmail.com)

Принимая клинические решения по проведению лучевой терапии (ЛТ), большинство врачей ориентируются на материалы проекта QUANTEC (количественный анализ реакций нормальных тканей в клинике), которые были опубликованы в 2010 г. и содержат ценную информацию о толерантных дозах [1]. Перенос данных, полученных для взрослых, в педиатрию вызывает обоснованные сомнения.

Существующие публикации, характеризующие поздние эффекты ЛТ в детском и подростковом возрасте, как правило, основаны на ретроспективном анализе небольшого количества пациентов. Кроме того, они были получены на основе устаревших методов ЛТ при отсутствии информации о трехмерном распределении дозы внутри тела пациента. Анализировать токсичность ЛТ впервые начала немецкая группа детских радиационных онкологов и гематологов, которые создали “Реестр для оценки поздних побочных эффектов после облучения в детском и подростковом возрасте” (RiSK) [2]. Полезность программы RiSK уже показана, и первые результаты уже были опубликованы

[3–4]. Малое количество пациентов детского возраста, получавших облучение, отличие в радиочувствительности органов и тканей детского организма на этапах его развития и предполагаемые большие сроки наблюдения определяют сложность и долгосрочность проводимых исследований.

Цель представленной работы – получить данные о токсичности проведенной ЛТ в детском и подростковом возрасте. Для достижения этой цели было необходимо решить две основные задачи:

1. Разработать систему регистрации медицинских данных, на основании которой будут сделаны выводы о токсичности лучевого лечения.
- ✓ Определить структуру и перечень вводимых данных, включающий факторы, зависящие как от пациента, так и от метода терапии.
  - ✓ Стандартизировать подходы к оконтуриванию.
  - ✓ Определить систему классификации степени радиационных повреждений.

- ✓ Разработать соответствующую поставленной задаче базу данных.
- 2. Организовать наблюдение за пациентами после окончания курса ЛТ.
- ✓ Разработать простую для использования электронную форму регистрации осложнений.
- ✓ Определить архитектуру потоков данных и мест их хранения.
- ✓ Определить необходимые временные промежутки сбора данных.
- ✓ Определить лиц, ответственных за организацию сбора данных.

Получение и систематизация данных о результатах исследования токсичности лучевого лечения детей является сложной и долгосрочной задачей, которая требует квалифицированного мультидисциплинарного подхода, успешная реализация которого возможна только при объединении усилий национальных исследовательских центров и квалифицирован-

ном командном подходе. Результаты данной работы позволят прогнозировать и улучшать качество жизни пациентов, что особенно актуально для детей. Однако при эффективном взаимодействии различных исследовательских групп уже через несколько лет могут быть получены значимые результаты.

1. Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic. Review on the tolerance of normal tissue to therapeutic radiation // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2010. Vol. 76, № 3. P. S1-S120.
2. Boelling T., Schuck A., Ruebe C. et al. Therapy associated late effects after irradiation of malignant diseases in childhood and adolescence // Strahlenther. Onkol. 2006. Vol. 182. P. 443-449.
3. Boelling T., Schuck A., Willich N. et al. German register for detection of late sequelae after radiotherapy for children and adolescents (RiSK): Present status and first results // Strahlenther. Onkol. 2007. Vol. 183. Suppl 2. P. 7-8.
4. Bolling T., Schuck A., Willich N. Study protocol of the German "Registry for the Detection of Late Sequelae after Radiotherapy in Childhood and Adolescence" (RiSK) // Radiat. Oncol. 2008. Vol. 3, P. 10.

## РАЗРАБОТКА НОВОГО ПОДХОДА К ПЛАНИРОВАНИЮ РАДИОНУКЛИДНОЙ ТЕРАПИИ НА ОСНОВАНИИ МОДЕЛИРОВАНИЯ СЦИНТИГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ПАЦИЕНТА МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО

Ю.В. Лысак<sup>1,2</sup>, В.А. Климанов<sup>1</sup>, Б.Я. Наркевич<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ, Москва

<sup>2</sup> Ассоциация медицинских физиков России, Москва

<sup>3</sup> Национальный медицинский исследовательский центр онкологии

им. Н.Н. Блохина, Москва

[lysakyulia@yandex.ru](mailto:lysakyulia@yandex.ru)

Целью данной работы явилась разработка клинического метода оценки накопленной активности радиофармпрепарата (РФП) в зоне интереса на основании моделирования методом Монте-Карло процессов переноса излучения в системе получения планарных сцинтиграфических изображений тела пациента при помощи гамма-камеры.

Для получения данных о накопленных очаговых дозах предложена схема расчета поглощенной дозы в опухоли на основе моделирования в программе MCNP результатов сцинтиграфического исследования на гамма-камере участка тела больного, в котором находится изучаемый патологический очаг [1]. Этапы получения необходимых данных включали моде-

лирование процесса сцинтиграфии на гамма-камере флакона с вводимой пациенту активностью РФП, расположенного на фиксированном расстоянии от коллиматора [2], и проведение аналогичного исследования в идентичной геометрии измерения в условиях нахождения того же значения активности РФП в патологическом очаге в теле больного. Для получения подобных расчетных результатов в программе MCNP был смоделирован адаптированный фантом человека Фишера-Снайдера [3]. Расчет проведен для различных размеров патологических очагов и различных глубин залегания опухоли.

Оценка величины накопленной активности и расчет поправочных коэффициентов по

предложенной методике были проведены для РФП на основе как смешанных  $\beta$ - $\gamma$ -излучателей  $^{131}\text{I}$  и  $^{177}\text{Lu}$ , так и для чистых  $\beta$ -излучателей  $^{90}\text{Y}$  и  $^{89}\text{Sr}$ , для которых регистрировали тормозное излучение, возникающее в теле пациента. Радиус рассмотренных патологических очагов в теле пациента, аппроксимированных сферической геометрией, менялся от 1 до 5 см, а глубины локализации опухоли в организме пациента – от центральной продольной линии фантома до его поверхности с шагом 1 см.

Рассчитанные для РФП на основе радионуклидов  $^{131}\text{I}$ ,  $^{177}\text{Lu}$ ,  $^{90}\text{Y}$ ,  $^{89}\text{Sr}$  и представленные в работе коэффициенты, характеризующие поправки на поглощение и рассеяние излучения в

геометрии задачи для различных глубин залегания патологического очага и различных его размеров, позволяют с достаточной точностью осуществлять в клинической практике оценку поглощенных доз в областях интереса на основании данных планарной сцинтиграфии.

1. Клепов А.Н., Кураченко Ю.А., Матусевич Е.С. и соавт. Применение методов математического моделирования в ядерной медицине. – Обнинск: Из-во “СОЦИН”, 2006, 204 с.
2. Sgouros G. Dosimetry of internal emitters // J. Nucl. Med. 2005. Vol. 46. Suppl. 1. P. 18–27.
3. Fisher D.R. Assessments for high dose radionuclide therapy treatment planning // Radiat. Protect. Dosimetry, 2003. Vol. 105. № 4. P. 581–586.

## ОБЕСПЕЧЕНИЕ РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ В ЯДЕРНОЙ МЕДИЦИНЕ: СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ

Б.Я. Наркевич<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> *Национальный медицинский исследовательский центр им. Н.Н. Блохина*

*Минздрава России, Москва*

<sup>2</sup> *Ассоциация медицинских физиков России, Москва*

[narvik@yandex.ru](mailto:narvik@yandex.ru)

Цель работы – анализ основных литературных данных, в том числе и основных результатов собственных исследований, а также рассмотрение наиболее важных нерешенных проблем в области обеспечения радиационной безопасности (РБ) пациентов, персонала, отдельных лиц из населения и окружающей среды при использовании радиофармпрепаратов (РФП) в радионуклидной диагностике (РНД) и в радионуклидной терапии (РНТ).

Разработанные к настоящему времени технологии радиационной защиты и расчетные методики определения лучевой нагрузки на пациентов при проведении РНД позволяют оценить состояние РБ пациентов как приемлемое по совокупности социального и экономического критериев. Среди нерешенных проблем здесь наиболее важной является индивидуализация кривых удержания РФП в организме пациента как при РНД, так и при РНТ, что необходимо для уточнения лучевой нагрузки на пациента при РНД и для дозиметрического планирования РНТ. Необходимо разработать методики выбора вводимой пациенту оптимальной ак-

тивности РФП, причем при РНТ с учетом толерантных доз для критических органов-мишеней с целью предотвращения возможных лучевых осложнений.

Многолетняя клиническая практика использования средств и технологий ядерной медицины позволила разработать эффективную систему мер по обеспечению РБ персонала подразделений РНД и РНТ. Здесь наиболее актуальной остается проблема повышения квалификации врачей-радиологов и особенно среднего медперсонала подразделений РНД и РНТ в области обеспечения РБ, в том числе и получения практических навыков по профилактике и устранению последствий различных радиационных аварий, особенно при РНТ.

С целью оценки лучевой нагрузки на отдельных лиц из населения была определена возможность использования в амбулаторном режиме различных терапевтических РФП. Также разработаны рекомендации по оптимизации мощности станций очистки жидких радиоактивных отходов в подразделениях РНТ.

При нашем участии разработаны, официально утверждены и успешно используются в подразделениях ядерной медицины России нормативные документы по обеспечению РБ при РНД *in vivo*, при РНТ и ПЭТ/КТ. В стадии разработки находится документ по обеспечению РБ в интервенционной радиологии, в том числе при процедурах прицельной РНТ под рентгенологическим контролем. Разрабатываются

предложения по устранению противоречий между последней версией ОСПОРБ-99/2010 в редакции 2013 г. и действующими в настоящее время нормативными документами по ядерной медицине. Также разрабатываются предложения по объективизации специальной оценки вредных условий труда в подразделениях ядерной медицины.

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДОЗИМЕТРОВ НА ОСНОВЕ ОПТИЧЕСКИ СТИМУЛИРОВАННОЙ ЛЮМИНЕСЦЕНЦИИ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ИЗМЕРЕНИЙ ДОЗ, ПОЛУЧЕННЫХ ПАЦИЕНТАМИ, В ОНКОЛОГИИ И ИНВАЗИВНОЙ РАДИОЛОГИИ

Брайс Пруньё

Компания Landauer Europe SAS, Франция

Одним из путей повышения качества измерений в онкологии и инвазивной радиологии, согласно международным рекомендациям (IAEA BSS 398, ICRP 103-2007), является использование подтверждающих измерений доз, полученных пациентами, путем применения дозиметров на основе технологии оптически стимулированной люминесценции (ОСЛ). До-

зиметры ОСЛ nanoDot на основе порошка  $Al_2O_3:C$  и считывающее устройство microStar-ii производства компании Landauer широко используются в клиниках США, Канады, Европы и в других странах. Неоспоримым преимуществом ОСЛ-дозиметров является возможность их многократного считывания без существенной потери информации о накопленной дозе.

## РАБОТА ЖУРНАЛА “МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА” в 2011–2017 годах

Т.Г. Ратнер<sup>1,2</sup>, Б.Я. Наркевич<sup>1,2</sup>, И.В. Назаров<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина  
Минздрава России, Москва

<sup>2</sup> Ассоциация медицинских физиков России, Москва  
[publisher@amphr.ru](mailto:publisher@amphr.ru)

Журнал “Медицинская физика” издается Ассоциацией медицинских физиков России при финансовой поддержке ГК “Росатом”. Журнал основан в 1995 г. как официальный орган АМФР для пропаганды высоких медицинских технологий, публикации широкого спектра новейшей информации о медико-физических технологиях и аппаратуре в области лучевой диаг-

ностики, лучевой терапии, ядерной и лазерной медицины и других областях взаимодействия физики и медицины. Цель журнала – повышение уровня знаний широкой общественности в различных областях применения физики в медицине и в смежных областях науки. Отметим, что журнал входит в список ВАК и в перечень русскоязычной платформы Web of Science, т.е.

его публикации учитываются при защите диссертаций. По рейтингу цитируемости журнал входит в группу из первых двадцати профильных журналов. Начиная с 2001 г., журнал выходит регулярно, 4 номера в год. За 2011–2017 гг. вышло 27 номеров (№ 49–75).

Наибольшее количество публикаций (140) посвящено тематике по лучевой терапии. Это естественно, поскольку эта область радиационной физики развита в нашей стране, как и во всем мире, наиболее широко. На втором месте стоит ядерная медицина (42), далее – работы в области медицинской биофизики (34), неионизирующих воздействий и лазерных технологий (30), а также проблем визуализации (28). Журнал уделяет много внимания вопросам экономики и организации в радиологии, что особенно актуально в период переоснащения медицинских радиологических учреждений России. Кроме того, в каждом номере печатаются различные материалы: обзоры, календарь конгрессов, юбилеи, некрологи, сведения о подготовке кадров и др.

В целях повышения образования клинических медицинских физиков и врачей публи-

куются нормативные и рекомендательные документы, обзоры и лекции, что имеет большое значение для повышения квалификации физиков, особенно работающих в области лучевых технологий, поскольку отечественная литература по этим вопросам почти полностью отсутствует.

Над проблемами медицинской физики работают во многих городах России. За последнее время статьи поступили из 34 городов России, из ближнего (9 городов) и дальнего зарубежья (5 работ). В основном, это областные центры, где имеются университеты и медицинские институты и/или онкологические диспансеры. Это и наукограды с большим потенциалом в области изучения радиационных и других физических воздействий на человека, и, конечно, это институты Российской академии наук. Мы призываем всех медицинских физиков пропагандировать журнал среди специалистов различного медико-физического профиля, а также представлять собственные статьи, лекции и обзоры для публикации в журнале “Медицинская физика”.

## РОЛЬ ОБЩЕСТВЕННЫХ ОРГАНИЗАЦИЙ В ОБЕСПЕЧЕНИИ РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ

*С.А. Рыжов*

*Центральное межрегиональное территориальное управление по надзору за ядерной и радиационной безопасностью Федеральной службы по экологическому, технологическому и атомному надзору (Центральное МТУ по надзору за ЯРБ Ростехнадзора), Москва  
[mosrg@mail.ru](mailto:mosrg@mail.ru)*

В настоящее время в Российской Федерации сложилась достаточно сложная система обеспечения радиационной безопасности (РБ), в которой недостаточно четко разделены зоны ответственности органов государственной власти и эксплуатирующих организаций, а требования надзорных ведомств не всегда имеют научное обоснование и не отвечают реальному уровню медицинской радиологии. В результате медицинские учреждения сконцентрированы не столько на обеспечении безопасности персонала и пациентов, сколько на исполнении обязательных требований или уклонении от ответственности за их неисполнение.

В той или иной мере обеспечение РБ в медицинских организациях контролирует не менее восьми ведомств, выдающих разрешительные документы и проверяющие исполнение различных норм и правил, однако основные функции по надзору за радиационными источниками выполняют два ведомства: Ростехнадзор и Роспотребнадзор. Ростехнадзор отвечает за вопросы технического регулирования, Роспотребнадзор, совместно с ФМБА, – за вопросы санитарно-гигиенического нормирования и контроля. Суммарно на указанные контрольные органы приходится более пятисот действующих нормативно-правовых документов

по вопросам обеспечения РБ, существенная часть этих документов касается и медицинских организаций. Все вышеизложенное создает предпосылки для избыточного контроля за деятельностью медицинских организаций. Подобная ситуация наблюдается не только в российском законодательстве, система государственного контроля требует корректировки в большинстве развитых стран. Для решения данной проблемы во многих странах применяется институт национальных и международных профессиональных общественных организаций, имеющих достаточную квалификацию и опыт для обсуждения и научного обоснования имеющихся норм законодательства.

В нашей стране традиционно медицинское сообщество всегда занимало роль стороннего наблюдателя при издании нормативных документов по вопросам РБ, включаясь в обсуждение на конечных этапах разработки регулирующих документов. Подобная позиция от-

части справедлива, однако, по нашему мнению, следует усилить роль общественных объединений в процессе формирования государственной и нормотворческой деятельности.

С целью обсуждения и научного обоснования имеющихся норм законодательства президиумом РОПР принято решение о создании Научного комитета по дозиметрии и ограничению медицинского облучения Российского общества рентгенологов и радиологов (РОПР). Бесспорно, заменить регулирующие органы невозможно и не нужно, однако создание симбиоза, вместо антагонизма, обязательно приведет к усилению роли общественных организаций при обеспечении РБ, смещению акцентов с формальных признаков безопасности на решение реальных проблем, стоящих перед медицинской радиологией, исключит дублирование и противоречия в ведомственных документах и, возможно, комплементации требований различных надзорных ведомств.

## РЕАГИРОВАНИЕ НА РАДИАЦИОННЫЕ АВАРИИ И ИНЦИДЕНТЫ В МЕДИЦИНЕ

*С.А. Рыжов*

*Центральное межрегиональное территориальное управление по надзору за ядерной и радиационной безопасностью Федеральной службы по экологическому, технологическому и атомному надзору (Центральное МТУ по надзору за ЯРБ Ростехнадзора), Москва  
[mosrg@mail.ru](mailto:mosrg@mail.ru)*

Почти сразу после открытия ионизирующего излучения начали регистрировать случаи лучевых повреждений при применении источников в диагностических целях [1, 2]. В настоящее время вопрос о потенциальном вреде ионизирующего излучения является общепризнанным и очевидным фактом. Тем не менее, в сознании большинства врачей, организаторов здравоохранения и даже медицинских физиков медицинское облучение рассматривается как безопасное и не представляющее вреда, а возможные аварии ограничиваются незначительным влиянием на здоровье. Данное заблуждение приводит к желанию снизить контроль или вовсе исключить лучевую диагностику из числа потенциально опасных видов деятельности.

Несчастные случаи, связанные с облучением, могут возникать во всех областях дея-

тельности человека, будь то медицина, промышленность или наука. Все подобные ситуации следует разделить на три категории, в зависимости от числа вовлеченных людей и последствий данных событий: (1) крупномасштабные аварии, (2) события, ограниченные небольшими группами, в основном персоналом и (3) случаи, которые не привели к значительным последствиям. Крупные аварии очень редки, но хорошо документированы. События, ограниченные небольшими группами, происходят существенно чаще, при этом их полноценного учета нет, особенно в тех случаях, когда указанные события не привели к таким последствиям, как смерть, лучевые поражения или загрязнение окружающей среды. Однако наиболее часто в повседневной практике встречаются случаи, которые не привели к значи-

тельными последствиями, таким как превышение контрольных уровней или неправильные действия персонала, приведшим к кратковременной потере контроля над радиационным источником. Как правило, такие ситуации не регистрируются, замалчиваются и редко предаются широкой огласке. Однако какова бы ни была их серьезность, все эти ситуации заслуживают тщательного анализа, чтобы сделать соответствующие выводы и улучшить профилактику радиационных аварий. Для этого в мире существует множество регистров аварийных ситуаций и инцидентов, в которых фиксируются все события [3, 4]. Периодически публикуются обзорные статьи по вопросам аварийного облучения [5-8], отдельные случаи становятся предметом изучения и описания международными организациями [9]. В результате анализа имеющихся публикаций следует сделать вывод, что с 1895 г. по настоящее время зафиксировано более 500 событий, отнесенных к радиационным авариям и инцидентам в медицинской сфере.

Анализ аварий показывает, что большинства серьезных событий можно было бы избежать или минимизировать их последствия. Это еще раз подчеркивает необходимость четких правил для каждой профессии, связанной с ионизирующим излучением, а также необходимости контроля указанной деятельности со стороны государства. При этом следует особо подчеркнуть, что облучение в медицинских целях является уникальным видом облучения, это не только наиболее распространенный и широкодоступный метод применения ионизирующего излучения, но и единственный случай целенаправленного облучения человека [10]. Данные обстоятельства накладывают дополнительные обязательства по контролю РБ и каче-

ства подготовки персонала в медицинских организациях.

В России регистрируются только случаи существенного вреда здоровью, при этом отсутствует система регистрации и расследования нарушений при проведении медицинских исследований. Такая ситуация требует пересмотра положений ряда нормативных документов и выработки надлежащего контроля случаев переоблучения при проведении интервенционных исследований, компьютерной томографии и лучевой терапии.

1. Radiation-Induced Skin Injuries and Fluoroscopy // Amer. J. Roentgenol. 2001. Vol. 177. № 1. P. 21-25.
2. Lichtenstein J.E. Forensic radiology. // In: Gagliardi R.A. (ed). A history of the radiological sciences. Amer. Coll. Radiology Centennial. 1996. P. 586-587
3. REAC/TS Radiation Accident Registry.
4. Регистр ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России.
5. Соловьев В.Ю., Уйба В.В., Самойлов А.С. и соавт. Острые радиационные поражения у пострадавших в радиационных инцидентах на территории бывшего СССР 1949-1991 гг. и Российской Федерации 1992-2015 гг. // Сб. статей, посвященных 70-летию ФГБУ “Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна” (1946-2016 гг.). Под общей редакцией Л.А. Ильина, В.В. Уйбы, А.С. Самойлова. – М.: ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, 2016. С. 50-60.
6. Уроки реагирования на радиационные аварийные ситуации (1945-2010 годы) МАГАТЭ, Вена, 2013. IAEA-EPR.
7. Coeytaux K., Bey E., Christensen D. et al. Reported Radiation Overexposure Accidents Worldwide, 1980-2013: A Systematic Review // PLoS ONE 10(3): e0118709. doi:10.1371/journal.pone.0118709.
8. Review Article Radiation Accidents: Occurrence, Types, Consequences, Medical Management, and the Lessons to be Learned Istvan Turai 1,2 and Katalin Veress 3 CEJOEM 2001, Vol. 7. № 1. P. 3-14.
9. IAEA The Radiological Accident in Goiania. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1998.
10. ICRP. Radiological Protection in Medicine // ICRP Publication 103, 2007.

## ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ РАЗЛИЧНЫХ КОМБИНАЦИЙ ФИЗИЧЕСКИХ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ФУНКЦИЙ ОПТИМИЗАЦИИ В СИСТЕМЕ ПЛАНИРОВАНИЯ MONACO

Е.С. Сухих<sup>1,2</sup>, И.Н. Шейно<sup>3</sup>, Ю.А. Федотов<sup>3</sup>, М.А. Синягина<sup>1</sup>, А.В. Вертинский<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Томский областной онкологический диспансер, Томск

<sup>2</sup> Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск

<sup>3</sup> Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна  
ФМБА России, Москва  
[e.s.sukhikh@tomonco.ru](mailto:e.s.sukhikh@tomonco.ru)

Традиционно оценка качества дозиметрических планов лучевой терапии проводится по физическим критериям: степень покрытия RTV предписанной дозой и выполнение ограничений QUANTEC на дозу в органах риска. Такие оценки часто не дают однозначных рецептов для выбора наилучших планов облучения. Например, в системе планирования Monaco существует несколько функций, которые при различном их комбинировании для оптимизации результатов расчёта физического покрытия опухоли предписанной дозой показывают различную степень охвата мишени.

Так как алгоритм, используемый для каждого из подходов, до конца не ясен, необходим независимый контроль/проверка качества полученных гистограмм доза-объём, причем не столько с точки зрения физического соответствия, сколько с точки зрения ожидаемой биологической эффективности.

В мировой практике для контроля качества и оптимизации лучевой терапии все шире применяются макроскопические радиобиологические критерии: вероятность контроля опухоли (Tumor Control Probability – TCP) и вероятность осложнения в нормальных тканях (Normal Tissue Complication Probability – NTCP), позволяющие количественно оценить исход

лучевого лечения, и на этой основе выбрать оптимальную схему облучения пациента [1, 2].

Целью работы является исследование возможностей использования различных комбинаций физических и биологических функций оптимизации в системе планирования MONACO (CMS/Elekta) для получения необходимого результата по биологической эффективности лучевой терапии. Данный материал позволит участникам Конгресса (радиотерапевтам и медицинским физикам) правильно составлять предписание (суммарную дозу и режим фракционирования), обращая внимание на тип, стадию и объем опухоли, плотность клоногенов, параметры радиочувствительности опухоли в линейно-квадратичной модели ( $\alpha$ ,  $\alpha/\beta$ ); параметры, определяющие оксигенацию и скорость пролиферации, а также правильно отбирать физические и биологические функции оптимизации для эффективного лечения.

1. Allen Li X., Alber M., Deasy J.O. et al. The use and QA of biologically related models for treatment planning: short report of the TG-166 of the AAPM therapy physics committee // Med. Phys., 2012. Vol. 39. № 3, P. 1386–1409.
2. Chapman J.D., Nahum A.E., Radiotherapy Treatment Planning: Linear-Quadratic Radiobiology. – CRC Press, Taylor & Francis Group. 2016. 190 pp.

## ПОВЫШЕНИЕ КВАЛИФИКАЦИИ В ОБЛАСТИ КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА РАДИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ В УЧЕБНОМ ЦЕНТРЕ РНПЦ ОНКОЛОГИИ И МЕДИЦИНСКОЙ РАДИОЛОГИИ ИМ. Н.Н. АЛЕКСАНДРОВА

*И.Г. Тарутин, Е.В. Титович*

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

*[itarutin@tut.by](mailto:itarutin@tut.by)*

В 2016 г. Государственное учреждение “Республиканский НПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова” в Минске (Белоруссия) получило лицензию на образовательную деятельность по последипломному повышению квалификации в области онкологии и медицинской физики от Министерства образования Республики Беларусь. В Учебном центре разработан целый ряд учебно-тематических курсов по онкологии на русском языке, в частности по вопросам контроля качества оборудования в лучевой терапии длительностью 40 часов. Целью данного курса является повышение квалификации медицинских физиков и инженеров радиологических отделений онкологических учреждений по вопросам технического обеспечения лучевой терапии злокачественных новообразований, а также контроля качества и дозиметрического обеспечения радиотерапевтических аппаратов.

Задачей программы обучающего курса является получение современных теоретических знаний и практических навыков в использовании современного высокотехнологичного радиотерапевтического оборудования, применяемого для облучения пациентов, организации контроля качества характеристик радиотерапевтических аппаратов, принципах и методах дозиметрического контроля медицинских ускорителей электронов. Основное внима-

ние в программе уделяется техническим средствам лучевой терапии, методикам дозиметрического сопровождения и верификации облучения, а также гарантии и контроля качества аппаратов в течение всего периода их использования в клинической практике.

Излагаемые методы технического обеспечения современной лучевой терапии представлены в соответствии с рекомендациями Международного агентства по атомной энергии (МАГАТЭ), а также с действующими инструкциями по применению методов дозиметрического контроля и контроля качества оборудования для лучевой терапии, утвержденными Министерством здравоохранения Республики Беларусь.

Проводятся практические занятия, на которых курсанты получают необходимые практические навыки для грамотного осуществления контроля качества радиотерапевтического оборудования у себя на рабочем месте и в организациях здравоохранения.

Мы приглашаем медицинских физиков и инженеров радиотерапевтических отделений для участия в предлагаемом учебном курсе по вопросам контроля качества радиотерапевтического оборудования в Минск. С подробностями и условиями участия в работе семинаров можно ознакомиться на сайте нашего центра.

## ПОВЫШЕНИЕ КВАЛИФИКАЦИИ В ОБЛАСТИ ПЛАНИРОВАНИЯ ОБЛУЧЕНИЯ И РАДИАЦИОННОЙ БЕЗОПАСНОСТИ В УЧЕБНОМ ЦЕНТРЕ РНПЦ ОНКОЛОГИИ И МЕДИЦИНСКОЙ РАДИОЛОГИИ ИМ. Н.Н. АЛЕКСАНДРОВА

*И.Г. Тарутин, Е.В. Титович, М.Н. Петкевич, Г.В. Гацкевич*  
*Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, Минск, Республика Беларусь*  
[itarutin@tut.by](mailto:itarutin@tut.by)

В 2016 г. Государственное учреждение “Республиканский НПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова” в Минске получило лицензию на образовательную деятельность по последипломному повышению квалификации в области онкологии и медицинской физики от Министерства образования Республики Беларусь. В Учебном центре разработан целый ряд учебно-тематических курсов по онкорadiологии, в частности по планированию облучения и радиационной безопасности (РБ) в лучевой терапии. Слушателями курсов могут стать не только специалисты Белоруссии, но и граждане других стран. Курсы будут проводиться на русском языке. Длительность курсов 40 часов.

В рамках учебного курса рассматриваются вопросы планирования высокотехнологичной лучевой терапии любых локализаций опухолей на современных линейных ускорителях электронов с использованием статических и динамических методик с модулированной интенсивностью облучения, с синхронизацией облучения с дыханием пациентов, стереотаксического облучения на ускорителях, а также на гамма-терапевтическом аппарате “Гамма-Нож”. Проводятся практические занятия по расчетам планов облучения на современных системах планирования Центра.

Применительно к РБ в лучевой терапии рассматриваются базисные дозиметрические величины; фоновое облучение; радиационный фон от искусственных радиоактивных источников; нормы РБ, концепция нормирования ра-

диационного облучения; цена риска в системе обеспечения РБ, современные принципы нормирования облучения человека; основные категории облучаемых лиц, защита временем, количеством, расстоянием, виды защит; организация работ с закрытыми и открытыми источниками излучения и устройствами, генерирующими излучение, методы и средства индивидуальной защиты и гигиены; радиационный контроль при работе с техногенными источниками излучения и т.д.

Проводятся практические занятия, на которых курсанты получают необходимые практические навыки для грамотного обеспечения РБ у себя на рабочем месте и в организациях здравоохранения. В частности, основное внимание уделяется следующим вопросам: характеристикам гамма-излучающего радионуклида; условиям проектирования защиты; инженерным методам расчета защиты от первичного гамма-излучения; расчетам необходимой толщины защиты; расчетам защиты от рассеянного гамма-излучения, прохождению излучения через неоднородности в защите и лабиринтам; защите от радиоактивных веществ, образующихся в воздухе под действием тормозного излучения.

Мы приглашаем медицинских физиков для участия в предлагаемом учебном курсе по вопросам дозиметрического планирования лучевой терапии и обеспечения радиационной безопасности в Минск. С подробностями и условиями участия в работе семинаров можно ознакомиться на сайте нашего центра.

## ВОПРОСЫ НОРМАТИВНОГО И МЕТРОЛОГИЧЕСКОГО РЕГУЛИРОВАНИЯ В РЕНТГЕНОТЕРАПИИ

Н.О. Тимошина

Всероссийский научно-исследовательский и испытательный институт  
медицинской техники Росздравнадзора, Москва  
[timoshina@vniiimt.org](mailto:timoshina@vniiimt.org)

Регулирование требований обеспечения качества в рентгенотерапии в Российской Федерации в настоящий момент обеспечивается применением СанПиН 2.6.1.1192-03 “Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских кабинетов, аппаратов и проведению рентгенологических исследований”. Таким образом, действующий СанПиН предписывает обязательность проведения контроля эксплуатационных параметров рентгенотерапевтических аппаратов. На основании чего же их проводить? Существующий ГОСТ Р 50267.8-93 “Изделия медицинские электрические. Часть 2. Частные требования безопасности к терапевтическим рентгеновским аппаратам с напряжением от 10 кВ до 1 МВ” является стандартом, предназначенным для производителя. Более того, на данный момент отсутствует и методика (нормативный документ) проведения клинической дозиметрии в рентгенотерапии для обеспечения задач планирования облучения и выполнения требований гарантий качества.

Вопросы контроля эксплуатационных характеристик рентгеновских аппаратов для диагностики отрегулированы семейством стандартов, опирающихся на ГОСТ Р 51746-2001 “Оценка и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики. Часть 1. Общие требования”. Было бы логично создать что-то аналогичное и для контроля эксплуатационных характеристик рентгенотерапевтических аппаратов. Пути реализации данной задачи могут быть разнообразными – от написания стандарта(-ов), выпуска методических рекомендаций (руководящего документа) до аттестации методики проведения испыта-

ний и внесения ее в реестр в утвержденном законом порядке. Основные характеристики, подлежащие контролю – это механические, электрические и радиационные, т.к. именно они обеспечивают качество выполнения медицинской процедуры. Таким образом, видится логичным следующий минимальный перечень контролируемых характеристик:

- ✓ измерение анодного напряжения (в настоящее время возможно только до 150 кВ, анодное напряжение выше 150 кВ измерять нечем);
- ✓ измерение воздушной кермы;
- ✓ измерение слоя половинного ослабления излучения;
- ✓ измерение однородности пучка;
- ✓ подтверждение воспроизводимости заданной дозы;
- ✓ калибровка пучка излучения;
- ✓ распределение дозы в воде (водно-эквивалентном фантоме), профили дозы;
- ✓ механические характеристики штатива (фиксация, точность перемещений, отсутствие самопроизвольных перемещений и т.д.);
- ✓ выполнение требований электрической безопасности;
- ✓ выполнение требований радиационной безопасности.

Количество характеристик, требующих контроля, можно уменьшить, но, как минимум, регулярное измерение слоя половинного ослабления и подтверждение выполнения требований безопасности эксплуатации рентгеновского оборудования позволит медицинскому физiku иметь представление о правильности имеющихся у него кривых распределения доз для выполнения адекватного планирования рентгенотерапии.

## ПЛАНИРОВАНИЕ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ С УЧЕТОМ УСТРОЙСТВ ФИКСАЦИИ ПАЦИЕНТА

К.М. Фатеев<sup>1,2</sup>, А.В. Нечеснюк<sup>1</sup>, А.А. Логинова<sup>1</sup>, М.С. Овсепян<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии им. Д. Рогачева, Москва

<sup>2</sup> Национальный исследовательский ядерный университет МИФИ, Москва  
[k.m.fateev@gmail.com](mailto:k.m.fateev@gmail.com)

Дозиметрические эффекты, возникающие при прохождении радиации через деку стола и устройства фиксации пациента, обуславливают комплексное изменение дозы: увеличение кожной дозы, уменьшение дозы в мишени и изменение распределения дозы в остальных тканях. Обычно при расчете дозы вносятся поправки на прохождение излучения через лепестки коллиматора, рассеяние и неоднородность тела пациента, но изменение дозы при прохождении дозы через деку стола и устройства фиксации часто не учитываются. Для улучшения воспроизводимости позиционирования пациента используются такие комбинации устройств фиксации, как подголовник, фиксирующие планки, вакуумные матрасы и дека стола, которые увеличивают дозу в коже и изменяют дозу в мишени. Часто эти эффекты игнорируют или недооценивают. В работе показаны дозиметрические эффекты при прохождении пучка фотонов через деку стола и различные устройства фиксации. Целью работы явилось исследование наиболее точного способа учета влияния стола и фиксирующих устройств, которые были предложены в рекомендациях AAPM TG-176 "Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices" (Med. Phys. 2014. Vol. 41. № 6. С. 2–30).

Первый способ – при разметке на компьютерном томографе (КТ) использовать стол и средства фиксации, идентичные средствам фиксации, используемым при лечении пациента. При разметке выбирать поле сканирования таким образом, чтобы дека стола и все средства фиксации полностью входили в поле зрения сканирования КТ, а при оконтуривании были включены во внешний контур. При этом расчет поглощенной дозы производится исходя из соотношения между числами Хаунсфилда и электронной плотностью, определяемыми в системе планирования.

Второй способ – использовать вшитые производителем в планирующую систему готовые КТ-модели деки стола, заранее проверив их индексацию, а также создать КТ-модель стола и средств фиксации вручную, убедившись, что сохранены индексация стола и все его неоднородности. Произвести дозиметрическую оценку поглощения дозы, на основании которой ввести в систему планирования модели устройств фиксации и соответствующие плотности, которые будут напрямую использоваться для расчета дозы в системе планирования.

Мы исследовали распределение дозы в фантоме с матрицей детекторов IBA MatriXX Evolution, который был отсканирован со всеми вышеперечисленными устройствами фиксации. Все устройства фиксации и фантом были оконтурены. Произведена дозиметрическая оценка вклада поглощения дозы от каждого устройства фиксации, используемого при дистанционной лучевой терапии в отделении ЛТ НМИЦ ДГОИ им. Д. Рогачева.

Дека стола, фиксирующие устройства и комбинация фиксирующих устройств могут внести значимый вклад в дозовое распределение в пациенте. Все фиксирующие устройства имеют разную радиологическую толщину и начинают работать как болус, увеличивая дозу в коже и уменьшая дозу на глубине. Поглощение через карбоновую деку стола меняется от 2 % до 6 % и более в местах с более плотной структурой. Эти значения увеличиваются с использованием комбинации фиксирующих устройств, и тогда доза в коже может достигать 100 % от предписанной дозы в мишени.

Риск неправильного расчета дозового распределения планирующей системой увеличивается при отсутствии учета фиксирующих устройств. Современные планирующие системы имеют возможность точно учитывать наличие всех фиксирующих устройств, присутствующих при облучении пациента.

## МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ И УЧЕТА ДОЗЫ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ПРОЦЕДУР КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В КОНИЧЕСКОМ ПУЧКЕ

С.С. Хромов, Е.М. Чертенков

Научный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина

Минздрава РФ, Москва

[HSergey88@gmail.com](mailto:HSergey88@gmail.com)

В настоящее время в условиях достаточно широкого внедрения в клиническую практику процедур лучевой терапии под контролем изображений (IGRT) с применением устройств бортовой визуализации в коническом пучке, а также использования рентгеновских симуляторов с функцией КТ, достаточно остро возникает проблема измерения дозы, а также оценка эффективной дозы, получаемой пациентом при различных протоколах сканирования и его интенсивности. Очевидно, что в связи с большим количеством рассеянного излучения, обусловленным геометрией пучка, асимметрией дозового распределения в связи с увеличением дозы в начальном и конечном положении гантри, неоднородностью дозового профиля пучка и его большой протяженностью (превышающей 10 см) обычный подход, применяемый для компьютерной томографии (КТ) в веерном пучке, использовать нельзя. Более того, в настоящее время практически нет единых протоколов, регламентирующих измерение индекса дозы в коническом пучке, подобно таковым для веерного пучка.

В работе представлен детальный обзор различных подходов к решению указанной проблемы при использовании различного оборудования, а также предложен расчетный метод, на базе которого в дальнейшем можно со-

ставить инструкцию по измерению и оценке дозы для КТ в коническом пучке в зависимости от имеющихся ресурсов: концепция интегральной дозы на оси пучка (согласно AAPM-111) с использованием цилиндрического фантома из ПММА и камеры типа Farmer, концепция Cone-Beam Dose Index (адаптация computed-tomography dose index CTDI к коническому пучку) с использованием CTDI-фантома и соответствующей камеры (pencil chamber), использование дозиметрии в антропоморфных фантомах RANDO, особенности работы с мультиметрами и применение расчетных методов, таких как ImPACT Calculator.

Учитывая, что предположительная дозовая нагрузка на критические органы от процедур КТ в коническом пучке может превышать 1 Гр, данный обзор позволит в рамках отделений лучевой терапии разработать протоколы оценки дозовой нагрузки на пациента, не противоречащие стандартам МЭК 60601-2-44 и европейского руководства по оценке качества компьютерной томографии, что, в свою очередь, поможет рационализировать использование различных протоколов сканирования для различных локализаций заболевания, а также учитывать дозовую нагрузку от процедур визуализации при проведении дистанционной лучевой терапии.

## СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ПОДГОТОВКИ МЕДИЦИНСКИХ ФИЗИКОВ РОССИИ

А.П. Черняев<sup>1</sup>, С.М. Варзарь<sup>1</sup>, А.В. Белоусов<sup>1</sup>, У.А. Близнюк<sup>1</sup>, П.Ю. Борщеговская<sup>1</sup>,  
М.В. Желтоножская<sup>1</sup>, Г.А. Крусанов<sup>2</sup>, Е.Н. Лыкова<sup>2</sup>, Е.П. Морозова<sup>1</sup>,  
С.У. Нусимов<sup>3</sup>, В.В. Розанов<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Физический факультет МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва

<sup>2</sup> НИИ ядерной физики им. Д.В. Скобельцына МГУ им. М.В. Ломоносова, Москва

<sup>3</sup> Отдел образовательных программ ГК "Роснано", Москва

[iv-kate@yandex.ru](mailto:iv-kate@yandex.ru)

Применение последних достижений ядерной и ускорительной физики в медицине является одним из эффективных направлений развития методов лечения и диагностики заболеваний. Особенно важна роль ядерно-физических технологий в онкологии.

Одна из проблем, возникающая в клинике в данном направлении, связана с отсутствием специалистов, которые могут работать на современном оборудовании. В первую очередь, речь идет о медицинских физиках, которые отвечают за обеспечение необходимой точности при подведении дозы ионизирующего излучения к опухоли с минимальным поражением соседних здоровых тканей, а также за гарантию качества и безопасность лучевого лечения. Для успешной работы такого специалиста необходима очень широкая и специфическая подготовка. В настоящее время в нашей стране медицинских физиков всего около 300 штатных сотрудников, а инженерно-технического персонала менее 100 сотрудников. Для того чтобы выйти на среднеевропейский уровень кадрового обеспечения лечебных заведений, число медицинских физиков в нашей стране необходимо увеличить в 10 раз, а для достижения уровня США – в 28 раз. Проблемой является не только отсутствие соответствующих штатных единиц, но и непосредственно самих квалифи-

цированных специалистов, которые могут занимать эти штаты.

Всего в России подготовкой медицинских физиков занимается три ВУЗа: МГУ, ТПУ и НИЯУ МИФИ. На физическом факультете МГУ ежегодно выпускается 20 специалистов, в НИЯУ МИФИ – 30, а в ТПУ – 7. К сожалению, в среднем в специальности остается работать около 50 %.

В 2017 г. стартовала программа профессиональной переподготовки медицинских физиков длительностью 530 часов, которую уже прошли 18 человек. Она дает возможность дипломированным специалистам из смежных специальностей получить необходимые знания и профессиональные компетенции для работы медицинским физиком.

Кроме того, все медицинские физики в процессе работы должны повышать квалификацию, так же как и врачи, раз в 5 лет. Курсы повышения квалификации медицинских физиков проводятся в МГУ, АМФР совместно с РМАПО, а также в ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России. Программу повышения квалификации медицинских физиков в МГУ им. М.В. Ломоносова проходит 17 человек в год (длительностью 144 часа), в РМАПО проходит 75 человек (длительностью 90 часов), а в АМФР – 68 человек в год.

## УРОВНИ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ И ПОТЕНЦИАЛЬНЫЕ ПУТИ ОПТИМИЗАЦИИ ПЭТ-ДИАГНОСТИКИ В РОССИИ

Л.А. Чипига<sup>1,2</sup>, И.А. Звонова<sup>1</sup>, Д.В. Рыжкова<sup>2</sup>, М.А. Меньков<sup>3</sup>, М.Б. Долгушин<sup>3</sup>

<sup>1</sup> НИИ радиационной гигиены им. П.В. Рамзаева, Санкт-Петербург

<sup>2</sup> Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова, Санкт-Петербург

<sup>3</sup> Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Блохина, Москва

[larisa.chipiga@gmail.com](mailto:larisa.chipiga@gmail.com)

Представлены данные о позитронно-эмиссионных томографических (ПЭТ) исследованиях, проводимых в России, протоколах сканирования и дозах облучения пациентов. Сбор информации проводился путём анкетирования персонала отделений ПЭТ-диагностики в период с 2012 по 2017 гг. Всего обследовано 19 отделений из 12 регионов Российской Федерации, девять из которых оснащены собственными отделениями производства радионуклидов и радиофармпрепаратов (РФП). Почти все отделения ПЭТ-диагностики в России укомплектованы современными аппаратами, совмещенными с рентгеновскими компьютерными томографами (КТ), которые предназначены для проведения ПЭТ и КТ сканирований в рамках одного и того же исследования.

В каждом отделении собирали информацию о видах исследований, применяемых РФП и их активностях, вводимых стандартному пациенту (масса тела  $70 \pm 5$  кг), а также параметрах протоколов КТ-сканирования и дозах облучения пациентов. Эффективные дозы, полученные пациентами за одно ПЭТ/КТ исследование, определяли, как сумму доз внутреннего облучения от введенного РФП [1–4] и внешнего рентгеновского облучения при КТ сканировании [5, 6].

Согласно полученным данным, в России проводятся ПЭТ-исследования всего тела с  $^{18}\text{F}$ -фтордезоксиглюкозой ( $^{18}\text{F}$ -ФДГ),  $^{18}\text{F}$ -холином,  $^{11}\text{C}$ -холином,  $^{68}\text{Ga}$ -PSMA,  $^{68}\text{Ga}$ -DOTA-TATE,  $^{68}\text{Ga}$ -DOTA-NOC, исследования головного мозга с  $^{18}\text{F}$ -ФДГ,  $^{11}\text{C}$ -метионином,  $^{18}\text{F}$ -холином,  $^{18}\text{F}$ -тирозином, исследования миокарда с  $^{13}\text{N}$ -аммонием. Дозы облучения пациентов от ПЭТ/КТ исследований лежат в диапазоне 3–40 мЗв. Наибольшие дозы получают пациенты при исследовании всего тела – около 17 мЗв, при исследовании головного мозга – 3,4–4,8 мЗв, при исследовании миокарда – 2,7 мЗв. При этом КТ-сканирование вносит вклад от 65 % до 95 % в дозу облучения пациента при исследовании всего тела и 20–30 % при исследовании голов-

го мозга. При дополнительных многофазных КТ-исследованиях с введением контрастного вещества доза может увеличиться до 15 мЗв при исследовании головного мозга, до 25–30 мЗв при исследовании всего тела и до 35–40 мЗв при исследовании миокарда.

Для оптимизации проведения ПЭТ-исследований, сравнения результатов, полученных в разных отделениях ПЭТ-диагностики, и повышения диагностической ценности данного метода необходима стандартизация используемых протоколов сбора и обработки данных. Оптимизация радиационной защиты пациентов возможна за счёт использования низкодозового режима КТ-сканирования вместо диагностического, создания специальных протоколов для отдельных групп пациентов, корректного применения системы автоматического изменения силы тока и современных методов реконструкции изображения; обучения медицинского персонала техническим приёмам снижения дозы и знаниями в области радиационной безопасности.

1. МУ 2.6.1.3151-13 “Оценка и учет эффективных доз у пациентов при проведении радионуклидных диагностических исследований”.
2. International Commission on Radiological Protection. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances // ICRP Publication 128. // Ann. ICRP. 44(2S), 2015.
3. Herrmann K., Bluemel C., Weineisen M. et al. Biodistribution and radiation dosimetry for a probe targeting prostate-specific membrane antigen for imaging and therapy // J. Nucl. Med. 2015. Vol. 56. № 6. P. 855–861.
4. Sandstruem M., Velikyann I., Garske-Romoen U. et al. Comparative biodistribution and radiation dosimetry of  $^{68}\text{Ga}$ -DOTATOC and  $^{68}\text{Ga}$ -DOTATATE in patients with neuroendocrine tumours. // J. Nucl. Med. 2013. Vol. 54. № 10. P. 1755–1759.
5. МУ 2.6.1.2944-11 “Контроль эффективных доз облучения пациентов при проведении медицинских рентгенологических исследований”.
6. Чипига Л.А., Голиков В.Ю., Шлеенкова Е.Н., Поздняков А.В. Оценка коэффициентов перехода от произведения дозы на длину сканирования к эффективной дозе для КТ всего тела путем фантомных экспериментов // Мед. физика. 2016. № 4. С. 55–62.