

женской онкопатологии [1]. Для наиболее результативной борьбы с таким заболеванием применяют комбинированное лечение, которое состоит из хирургического вмешательства и последующим проведением послеоперационной сочетанной лучевой терапии.

Главной проблемой проведения сочетанного курса является поиск оптимального сочетания топометрической подготовки с планированием и доставкой лечения для достижения основной цели – максимального облучения очага с минимальным поражением здоровых тканей [2].

Целью данной работы является оптимизация проведения послеоперационного сочетанного курса лучевой терапии у пациентов с раком тела матки для снижения дозовой нагрузки на критические органы с учетом современных подходов к топометрии и дозиметрическому планированию.

В работе была сделана выборка из 10 пациенток с раком тела матки, получавших послеоперационный сочетанный курс лучевой терапии в виде комбинации дистанционной и внутриволостной лучевой терапии [3]. Для сравнения дозовых нагрузок от разных методик облучения в системе планирования были созданы два плана для дистанционного облучения: конвенциональное – для гамма-терапевтического аппарата Theratron Equinox 80 (источник – ^{60}Co с $E_\gamma = 1,25$ МэВ); конформное – для медицинского ускорителя Elekta Synergy. Для сравнения и анализа дозовых нагрузок на критические органы от сеанса внутриволостной лучевой терапии в системе планирования HDRplus были созданы три плана облучения для аппарата MultiSource (источник – ^{60}Co с $E_\gamma = 1,25$ МэВ) с учетом различной топометрической подготовки: базовый план без дополнительных средств визуализации, план построенный на снимках, полученных с помощью рентгеновского аппарата С-Дуга и план построенный на данных компьютерной томографии.

Полученные результаты показали, что для снижения дозовых нагрузок на критические органы при проведении дистанционного этапа необходимо использовать конформное облучение. Для проведения топометрической подготовки внутриволостного этапа облучения необходимо использовать компьютерную томографию для визуализации внутренних структур, что поможет провести оценку дозовых нагрузок и выбрать оптимальный способ экранирования критических органов.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 19-79-10014).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Злокачественные новообразования в России в 2018 году (заболеваемость и смертность) / Под ред. А.Д. Каприна, В.В. Старинского, Г.В. Петровой. – М.: МНИОИ им. П.А. Герцена – филиал ФГБУ «НМИЦ радиологии» Минздрава России, 2019. – 250 с.
2. Солодкий В. А., Ставицкий Р.В. Рак шейки матки. – Москва: ГАРТ, 2011. – 159 с.
3. Клинические рекомендации. Рак тела матки и саркомы матки [Электронный ресурс] – режим доступа: <http://cr.rosminzdrav.ru/#!/schema/320> (дата обращения: 12.10.2020).

РАЗРАБОТКА СПОСОБА ОПРЕДЕЛЕНИЯ УРОВНЯ НАГРЕВА НОВООБРАЗОВАНИЯ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ СЕАНСОВ ЕМКОСТНОЙ ЛОКАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ

Разумова А.С.¹, Булавская А.А.¹, Григорьева А.А.¹

Научный руководитель: Милойчикова И.А.^{1,2}, к.ф.-м.н., доцент

¹Томский политехнический университет, 634050, г. Томск, пр. Ленина, 30

²Научно-исследовательский институт онкологии Томского НИМЦ РАН,

634009, г. Томск, пер. Кооперативный, 5

E-mail: asr26@tpu.ru

Одной из наиболее актуальных проблем медицины является лечение онкологических заболеваний. Основными подходами в лечении является: лучевая терапия, химиотерапия и хирургическое вмешательство. Радионуклид ^{60}Co нашел широкое применение как для проведения брахитерапии так и дистанционной лучевой терапии. Для повышения чувствительности опухолевых клеток к лучевой терапии используются радиосенсибилизаторы, одним из которых является гипертермия [1]. Это вид лечения онкологических заболеваний, связанный с нагревом новообразований. Во время сеансов гипертермии необходимо контролировать температуру нагрева, однако инвазивное измерение температуры является затруднительным в силу своего травмирующего характера. В работе [2] предложено решение, заключающееся в применении специальных фантомов, которые имитируют различные свойства тканей и органов.

В рамках исследования были разработаны фантомы, моделирующие реальные электрические свойства нормальных тканей и опухоли, которые использовались для определения уровня нагрева различных тканей для реального курса локальной гипертермии. Аппарат локальной гипертермии Celsius TCS применялся для нагрева фантома. Нагрев происходит путем передачи энергии по принципу ёмкостного сопряжения в электромагнитном поле частотой 13,56 МГц. Для контроля температуры использовалась термометрическая система Celsius TempSens, укомплектованная четырьмя

оптоволоконными датчиками, которые в дальнейшем помещались в наиболее информативные и важные точки, расположенные в опухоли и нормальной ткани.

Разработанные тканеквивалентные фантомы являются статичными и в них отсутствуют механизмы регулирования температуры. При отсутствии кровотока температура ткани постоянно увеличивается со временем. Это связано с тем, что в данной модели ткани отсутствует единственный механизм потери тепла – кровоток [3]. При наличии кровотока температура ткани не увеличивается постоянно, но стремится к постоянному значению в большом промежутке времени. Это предельное значение зависит как от подводимой теплоты, так и от кровотока. В данной работе значения прироста температуры с учетом влияния потока крови на уровень нагрева были оценены на основе экспериментальных данных, измеренных для статичных фантомов путем пересчета по формуле, полученной из классического биотеплового уравнения Гарри Пеннеса [4]. Было определено, что при проведении сеансов локальной гипертермии достигается терапевтическая температура, при которой наблюдается сенсбилизация опухоли к лучевой терапии. Область нормальных тканей при этом нагревается в пределах нормы и не превышает допустимого уровня.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 19-79-10014).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Bruggmoser G. et al. Guideline for the clinical application, documentation and analysis of clinical studies for regional deep hyperthermia // *Strahlentherapie und Onkologie*, 2012. – V. 188. – №. 2. – P. 198-211.
2. Чойнзонов Е.Л. и др. Измерение температурного поля в фантоме головного мозга с имитацией глиобластомы при транскраниальной высокочастотной гипертермии // *Медицинская техника*, 2017. – №. 5. – С. 34-37.
3. Gabriel S., Lau R.W., Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues // *Physics in Medicine & Biology*, 1996. – V. 41. – №. 11. – P. 2271.
4. Szasz O., Szasz A. Heating, efficacy and dose of local hyperthermia // *Open Journal of Biophysics*, 2016. – V. 6. – №. 1. – P. 10-18.

DEVELOPMENT OF THE STATISTICAL METHODS FOR X-RAY DETECTOR CHARACTERIZATION TO USE IN CT

Filatov N.A., Gogolev A.S., Chistyakov S.G., Alekseev N.V.

Scientific adviser: Gogolev A.S.

Tomsk Polytechnic University, Lenin Avenue 30, 634050 Tomsk

E-mail: filatovna@tpu.ru

To design an X-ray tomographic system, the most important thing is to select devices, which are best suited to particular task that may vary depending on the sample type, required spatial resolution, components contrast and ROI of the samples. In general, by only using specification of the device it's difficult to archive all the information which is needed to make optimal choice, thus, developing of methods that could give more complete information about devices in context of a particular task, might be actual. In the current work, we offer methods for X-ray detectors characterization based on statistics analysis. The following parameters are considered: crosstalk, quantum efficiency, single pixel deviation, matrix pixels heterogeneity.

As is known, when an X-ray photon interacts with scintillator, the result light pulses are formed not only at interacted pixel, but neighbors elements are affected too, as well as charge is distributed for direct conversation detectors. This effect, which is called as crosstalk, degrades spatial resolution and depends on scintillation layer thickness, pixel size, technical designing of the detector. Since the signal in neighbor elements is repeated for crosstalk degree, the SNR for those pixels partially must not be increased. By calculating of SNR shortage between all pixels, it's became possible to get crosstalk degree, which is used in this work.

The general impact on single pixel comes from detector quantum efficiency, which depends on incident spectrum and can be calculated as follows:

$$DQE = \frac{SNR_{incident}^2}{SNR_{detected}^2}$$

where $SNR_{incident}$ and $SNR_{detected}$ are relation for incident and detected spectra integrals respectively. However, there is detector internal noise, that increases single pixel deviation, then the complete equation takes the form:

$$SNR = \frac{S}{\sqrt{\sigma_R^2 + S}}$$

where S – the detector signal and σ_R – the deviation which is formed by the detector internal noise.

In an attempt to get uniformity response for detector pixels one can use flat-field correction filter [1]. However, the more incident spectrum differs from that which was obtained at flat-field filter calibration, the more pixel heterogeneity appears. As opposed to single pixel deviation, pixel heterogeneity is not affected by averaging. In the current work, we offer to obtain a lot of frames for spectra which are close to real conditions in order to separate single pixel deviation from matrix pixels heterogeneity.