

А.В. Вертинский^{1,2}, Е.А. Селихова², Е.С. Сухих^{2,3}, В.В. Великая³, О.В. Грибова³, Ж.А. Старцева³

МОДЕРНИЗАЦИЯ ПРОГРАММНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ДЛЯ РАСЧЕТА И ОПТИМИЗАЦИИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ГОМОГЕННОЙ СРЕДЕ ПРИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ БЫСТРЫМИ НЕЙТРОНАМИ

¹ Томский областной онкологический диспансер, Томск

² Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск

³ Томский национальный исследовательский медицинский центр РАН, Томск

Контактное лицо: Андрей Владимирович Вертинский, e-mail: avvertinskiy@tpu.ru

РЕФЕРАТ

Цель: Модернизировать программное обеспечение для расчета и оптимизации распределения изoeffективной и поглощенной дозы в гомогенной среде при планировании терапии быстрыми нейтронами злокачественных опухолей.

Материал и методы: Обновленную систему расчета поглощенной дозы применили на пациентах с двумя опухолевыми локализациями – рак молочной железы (РМЖ) и рак области головы и шеи (ОГШ). В исследовании приняли участие данные 12 пациентов, из которых 7 – больные первичным местнораспространенным (МР) раком молочной железы и 5 пациентов – раком головы и шеи. У больных МР РМЖ проводилось комплексное лечение. Больным со злокачественными опухолями области головы и шеи нейтронная и нейтронно-фотонная лучевая терапия проводилась как в плане комбинированного лечения, так и в плане самостоятельного вида лечения. РМЖ облучался в режиме фракционирования 4 фракции по 1,6 Гр. Использовалась стыковка полей. Пациенты с диагнозом рака области головы и шеи облучались в режиме 3 фракции с разовой дозой 2,4 Гр с длительностью полного курса лечения 8 дней. Облучение происходило на терапевтическом канале циклотрона У-120, расположенном в Томском политехническом университете.

Результаты: Результаты планирования показали, что доза на коже в зоне облучения составила 3,190 Гр и 3,143 Гр для пучков 1 и 2 соответственно. В центре опухоли доза составила 3,253 Гр (изоэффективная доза 7,980 изоГр). Для критических точек (сердце) максимальные значения доз варьировали от 0,507 Гр до 1,943 Гр. Продолжительность облучения с каждого пучка – 4 мин 26 с. Для пяти пациентов с раком в области головы и шеи планирование осуществлялось с применением 2 полей, разнесенных на угол 90° (углы облучения 45° и 315°). Режим фракционирования включал 3 сеанса с РОД 2,4 Гр, суммарная доза 7,2 Гр за курс лечения. Показатели ВДФ в зоне опухоли составили 55,4 ед., при предельно допустимом значении в 130 ед. Доза коже составляла от 5,8 до 7,5 Гр. Доза в центре опухоли составляла от 7,1 до 7,23 Гр (с учетом ОБЭ = 2,686 изoeffективная доза составляла от 37,9 до 38,4 изоГр). Продолжительность фракции – от 12,3 до 13,5 мин.

Ключевые слова: лучевая терапия, быстрые нейтроны, дозиметрическое планирование, моделирование распределения поглощенной дозы, циклотрон У-120, рак молочной железы, злокачественные новообразования головы и шеи

Для цитирования: Вертинский А.В., Селихова Е.А., Сухих Е.С., Великая В.В., Грибова О.В., Старцева Ж.А. Модернизация программного обеспечения для расчета и оптимизации распределения поглощенной дозы в гомогенной среде при лучевой терапии быстрыми нейтронами // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2025. Т. 70. № 1. С. 67–73. DOI:10.33266/1024-6177-2025-70-1-67-73

A.V. Vertinskiy^{1,2}, E.A. Selikhova², E.S. Sukhikh^{2,3}, V.V. Velikaya³, O.V. Gribova³, Zh.A. Starceva³

Modernized Software for Calculation and Optimization of Absorbed Dose Distribution in a Homogeneous Medium during Radiation Therapy with Fast Neutrons

¹ Tomsk Regional Oncology Center, Tomsk, Russia

² National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

³ Tomsk National Research Medical Center, Tomsk, Russia

Contact person: A.V. Vertinskiy, e-mail: avvertinskiy@tpu.ru

ABSTRACT

Purpose: To modernize software for calculation and optimization of isoeffective and absorbed dose distributions in a homogeneous media when planning fast neutron therapy for malignant tumours.

Material and Methods: The updated absorbed dose calculation system was applied to patients with two localisations, breast cancer (BC) and head and neck cancer (HNC). The study included data from 12 patients, of which 7 were patients with primary locally advanced breast cancer and 5 patients with head and neck cancer. In patients with BC, comprehensive treatment was performed. Patients with malignant tumours of the head and neck region underwent neutron and neutron-photon radiation therapy both in terms of combined treatment and as an independent type of treatment. Breast cancer was irradiated in fractionation mode with 4 fractions of 1.6 Gy each. Field docking was used. Patients diagnosed with head and neck cancer were irradiated in the mode of 3 fractions with a single dose of 2.4 Gy with the duration of the full course of treatment of 8 days. Irradiation took place on the therapeutic channel of the U-120 cyclotron located at Tomsk Polytechnic University.

Results: The planning results showed that the dose to the skin in the irradiation zone was 3.190 Gy and 3.143 Gy for beams 1 and 2, respectively. In the tumour centre, the dose was 3.253 Gy (isoeffective dose 7.980 isoGy). For critical sites (heart), the maximum doses

ranged from 0.507 Gy to 1.943 Gy. The duration of exposure from each beam was 4 minutes and 26 seconds. For five patients with cancer in the head and neck region, planning was performed using 2 fields separated by an angle of 90 degrees (irradiation angles of 45 and 315 degrees). The fractionation regime included: 3 sessions with tumour dose 2.4 Gy, total dose 7.2 Gy per treatment course. The full course of neutron therapy was carried out in 8 days. TDF in the tumour zone was 55.4 units, with the maximum permissible value of 130 units. As a result, the dose to the skin was from 5.8 to 7.5 Gy. The dose to the tumour centre ranged from 7.1 to 7.23 Gy (taking into account RBE = 2.686 isoeffective dose ranged from 37.9 to 38.4 isoGy). Total treatment time per fraction was from 12.3 to 13.5 minutes.

Keywords: radiation therapy, fast neutron, dosimetric planning, modeling of absorbed dose distribution, U-120 cyclotron, breast cancer, head and neck malignant neoplasms

For citation: Vertinskiy AV, Selikhova EA, Sukhikh ES, Velikaya VV, Gribova OV, Starceva ZhA. Modernized Software for Calculation and Optimization of Absorbed Dose Distribution in a Homogeneous Medium during Radiation Therapy with Fast Neutrons. Medical Radiology and Radiation Safety. 2025;70(1):67–73. (In Russian). DOI:10.33266/1024-6177-2025-70-1-67-73

Введение

История развития лучевой терапии быстрыми нейтронами началась в середине XX века, когда ученые впервые осознали потенциал нейтронов в лечении злокачественных новообразований [1]. К ключевым особенностям нейтронного облучения относятся: подавление процессов пострадиационного восстановления клеток, слабая зависимость радиочувствительности от фаз клеточного цикла и низкая зависимость выживаемости клеток от концентрации кислорода [2, 3]. Источниками быстрых нейтронов выступают специально сконструированные для медицинских целей циклотроны, каналы ядерных реакторов и нейтронные генераторы. В России первая нейтронная терапия была проведена в городе Томске на циклотроне У-120 НИИ ядерной физики при Томском политехническом университете [4].

Данный вид лучевой терапии до сих пор применяется в НИИ онкологии ТНИМЦ в сотрудничестве с Национальным исследовательским Томским политехническим университетом, накоплен достаточно большой клинический опыт [5–9].

Важным аспектом успешного применения терапии быстрыми нейтронами является точное дозиметрическое планирование. В отличие от фотонных и электронных пучков, воздействие быстрых нейтронов на биологические ткани отличается высокой линейной передачей энергии (ЛПЭ), что приводит к более интенсивным повреждениям на микроскопическом уровне [5]. Это усиливает их терапевтический эффект, но также требует высокой точности в определении распределения поглощенной дозы, чтобы минимизировать повреждения здоровых тканей и обеспечить максимальное воздействие на опухоль.

С учетом значимости дозиметрического планирования терапии быстрыми нейтронами, важной задачей остается модернизация существующих решений. Программное обеспечение (ПО), разработанное в 1986 г. [3], хотя и основано на точных принципах дозиметрических расчетов, позволяя учитывать процесс взаимодействия быстрых нейтронов с тканями на физическом и радиобиологическом уровне, нуждается в модернизации для повышения удобства использования в современной клинической практике. Модернизация включает улучшение интерфейса, добавление функциональности и интеграцию с DICOM-изображениями, что обеспечивает удобную визуализацию области облучения, позволяя быстрее адаптировать дозиметрические расчеты под конкретные сценарии, минимизируя ошибки и повышая эффективность лечения.

Целью данной работы является модернизация программного обеспечения для расчета и оптимизации распределения поглощенной дозы в гомогенной среде при лучевой терапии быстрыми нейтронами.

Материал и методы

При модернизации ПО за основу был взят компьютерный код, созданный в 1986 г. для расчета поглощенной дозы пучка быстрых нейтронов циклотрона У-120 в тканезквивалентном материале. Для генерации нейтронов используется пучок заряженных частиц – дейтронов, ускоренных до энергии 14 МэВ. Ток пучка дейтронов находится в диапазоне 30–50 мкА. В качестве мишени выступает бериллий. Пучок нейтронов формируется с помощью коллиматора, состоящего из стальных и полиэтиленовых элементов. Форму прямоугольных нейтронных полей определяют полиэтиленовые вставки на выходе из коллиматора (рис. 1). Используются поля 6×6 см, 8×6 см и 10×10 см.



Рис. 1. Прямоугольная вставка-коллиматор терапевтического канала

Fig. 1. Rectangular insert-collimator of the therapeutic channel

Основой для расчета распределения поглощенной дозы быстрых нейтронов служат эмпирические соотношения, описывающие распределение поглощенной дозы в тканезквивалентной среде, являющиеся выражением экспоненциальной зависимости спада дозы от глубины расчета. Так как энергия пучка быстрых нейтронов, получаемых на циклотроне У-120, постоянна, это позволяет использовать следующие уравнения:

$$D(x) = D_0 e^{-\mu(x-0,2)}, \quad (1)$$

где $D(x)$ и D_0 – поглощенная доза нейтронов в ткани соответственно на глубине x и в максимуме распределения; μ – коэффициент, характеризующий ослабление дозы с глубиной проникновения в ткань.

Формула (1) представляет экспоненциальную зависимость, описывающую распределение поглощенной дозы быстрых нейтронов в ткани вдоль оси пучка излучения. Максимум распределения поглощенной дозы находится на глубине 2 мм.

С учетом поправок, полученных при обработке экспериментальных данных измерений пучка циклотрона по глубине и с учетом площади пучка S , уравнение (1) принимает вид [4]:

$$D(x, S) = D_0 \exp[-(3,08 \times 10^{-3} x + 0,107) (|x - 0,2|)] + 4,4 \times 10^{-3} (S - 48) x. \quad (2)$$

Расхождение результатов расчета дозы по формуле (2) по сравнению с реальными измерениями не превышает 3 %.

Помимо закономерностей распределения дозы быстрых нейтронов в ткани для дозиметрического и радиобиологического планирования, также учтены зависимости относительной биологической эффективности (ОБЭ) нейтронов от дозы при усовершенствовании модели (модификация формулы Эллиса [10]) время – доза – фракционирование (ВДФ):

$$\text{ВДФ} = g \sum_{i=1}^m [(7,8 \times 10^{-2} \times d_{n,i} + 0,96) d_{n,i}]^{1,18} \times H_i^{-0,13}, \quad (3)$$

где $d_{n,i}$ – разовая доза нейтронного облучения, H_i – средний временной интервал между сеансами терапии в сутках, g – нормировочный множитель (в терапии пучком быстрых нейтронов циклотрона $Y = 120$ со средней энергией 6,3 МэВ равен 6,8), m – число реализованных фракций.

На основе линейно-квадратичной модели производится оценка режима фракционирования нейтронной терапии (НТ) по критерию ранней лучевой реакции (РЛР) при переходе к стандартному курсу терапии фотонами (ФТ). D_n и D_γ – суммарные дозы нейтронов и фотонов соответственно. Если учесть, что для стандартного курса ФТ $d_\gamma = \text{РОД} = 2$ Гр и для РЛР $\alpha_\gamma / \beta_\gamma = 10$ Гр, а $\alpha_n / \beta_n = 44,8$ Гр, то расчет изоэффективной дозы можно привести к формуле:

$$D_\gamma = 0,083 (44,8 + d_n) D_n, \quad (4)$$

где D_n и D_γ – суммарные дозы нейтронов и фотонов соответственно; d_n – разовая доза нейтронного облучения.

Программа 1986 г. представляла собой пакет файлов, который обеспечивал ввод, редактирование и обработку исходных данных при дозиметрическом и радиобиологическом планировании нейтронной и гамма-нейтронной терапии злокачественных опухолей. Программный продукт ограничивался следующим перечнем функций: выбор типа терапии; расчет доз для всех полей облучения; расчет мониторинговых доз; расчет значений ВДФ; расчет фотонно-эквивалентной дозы (ФЭД); псевдографическое представление дозного поля, краткий отчет.

Результаты и обсуждение

Результатом работы является модернизированное программное обеспечение для расчета взаимодействия нейтронного излучения и поглощенной дозы в теле пациента – программа SNDP (Safe Neutron Dosimetric Planner), язык программирования – C++. Приложение используется для моделирования и оптимизации распределения поглощенной дозы в тканях пациента при

планировании терапии злокачественных опухолей быстрыми нейтронами.

В результате модернизации к программному обеспечению добавились функции:

- визуализация области облучения: загрузка файлов формата DICOM с выбором интересующей области и возможностью настройки параметров отображения;
- возможность автоматического определения контура тела на DICOM-изображении;
- возможность импорта/экспорта данных из других медицинских систем;
- расчет доз на коже и доз монитора для каждого поля облучения;
- расчет доз в заданных критических точках;
- вычисление значений фактора время–доза–фракционирование (предельно допустимое значение, значение в зоне опухоли и отдельные значения для каждого пучка);
- вычисление ФЭД и времени облучения для каждого пучка;
- построение томограммы полей облучения с возможностью настройки изображения (размера, детализации, цветовой схемы) с широкими возможностями разметки;
- расчет ОБЭ нейтронного облучения;
- расчет изоэффективной дозы относительно фотонного облучения с учетом линейно-квадратичной модели;
- расчет поглощенной дозы нейтронов с применением методики измерения двумя ионизационными камерами, обладающих разной чувствительностью к нейтронному излучению;
- клиническая дозиметрия;
- загрузка, редактирование и сохранение дозиметрических планов с возможностью множественной загрузки;
- формирование подробного отчета о результатах (с включением исходных данных и полученных результатов, в том числе изображений);
- экспорт отчетов и изображений в файлы стандартных форматов (.pdf, .txt).

Основой программы является расчет распределения поглощенной и изоэффективной доз в облучаемой зоне тела пациента. В дополнение программа может выводить на печать следующие параметры разработанного плана НТ:

- исходные данные лучевой терапии, включающие данные пациента, режим фракционирования курса терапии быстрыми нейтронами;
- информация о дозовых нагрузках в критических точках и точках мишени;
- оценка дозовой нагрузки плана облучения с точки зрения радиобиологических параметров для оценки сочетанного курса лучевой терапии.

Программа допускает расчет дозы в точках, в которых при анализе дозного распределения необходимо знать точное значение величины поглощенной дозы. Такими точками могут быть как точки внутри мишени, характеризующие положение опухоли на снимке пациентов, так и критические точки внутри органов риска, облучение которых не является целевой задачей лучевой терапии. Доза, которая формируется в критических точках, фиксируется и контролируется для оценки вероятности возникновения осложнений. Положение критических точек выбирается в зоне жизненно важных органов, которые могут лежать как в области рассчитываемого поля, так и за его пределами.

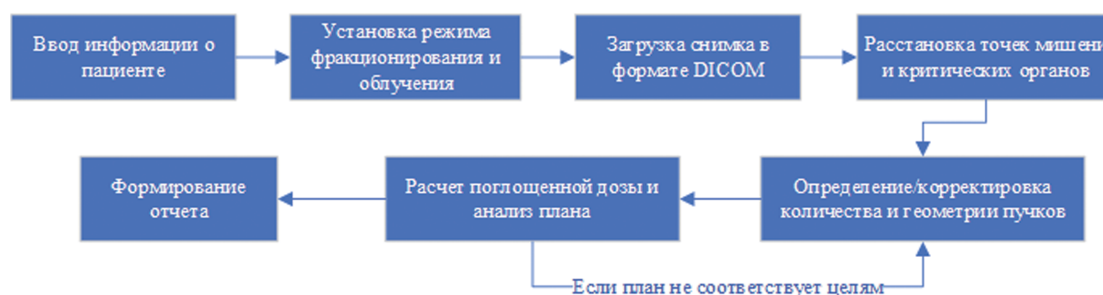


Рис. 2. Блок-схема последовательности планирования сеансов лучевой терапии быстрыми нейтронами

Fig. 2. Flowchart of the sequence of planning fast neutron radiation therapy sessions

Процесс планирования

Процесс планирования состоит из нескольких этапов, представленных на блок-схеме рис. 2.

На начальном этапе осуществляется ввод информации о пациенте и выбор параметров облучения, включающие расстояние от источника-мишени нейтронного пучка до поверхности кожи пациента (РИП) и ток пучка ускоренных частиц-дейтронов. После загрузки КТ-изображения пациента расставляются точки мишени и точки критических органов в рамках КТ-изображения. Далее определяется количество пучков и геометрия облучения, которая включает в себя несколько характеристик: размер поля, угол облучения, угол падения на тело пациента. Для контроля над дозовыми нагрузками на мишень назначается доза с каждого пучка в центре плана, что суммарно со всех пучков будет составлять ежедневную дозу облучения. Заполнение исходных данных на главной странице приложения показано на рис. 2.

Следующим этапом идет непосредственный расчет дозы с учетом дозиметрических и геометрических параметров и последующая корректировка вводных данных до достижения требуемого уровня покрытия мишени и дозовой нагрузки в критических точках (рис. 3).

По результатам планирования формируется отчет, включающий в себя сводную информацию о плане облучения (рис. 4).

Результаты клинического применения

Процесс тестирования программного обеспечения SNDP был организован в сотрудничестве с врачами-радиотерапевтами НИИ онкологии Томского НИМЦ. Для оценки работоспособности системы планирования терапии быстрыми нейтронами использованы анонимизированные данные пациентов, включающие КТ-снимки в

нескольких срезах, режим фракционирования, суммарную дозу облучения, гистологические данные.

В исследовании приняли участие данные 12 пациентов, из которых 7 – больные первичным местнораспространенным раком молочной железы (МР РМЖ), и 5 пациентов – раком головы и шеи. У больных МР РМЖ проводилось комплексное лечение: курсы неоадьювантной химиотерапии (НАХТ) и АХТ по схеме АС; радикальная мастэктомия, гормонотерапия ингибиторами ароматазы и гозерелином (по показаниям); таргетная терапия трастузумабом (по показаниям) и лучевая терапия.

Пациентам со злокачественными опухолями области головы и шеи нейтронная и нейтронно-фотонная лучевая терапия проводилась как в плане комбинированного лечения (после операции), так и в плане самостоятельного вида лечения.

Для каждого пациента разработаны индивидуальные планы облучения с использованием программного обеспечения SNDP. Процесс планирования включал визуализацию области облучения на основе КТ-изображений, автоматическое определение оптимальных параметров облучения, оценку дозового распределения по объему опухоли и оценку нагрузки на критические органы и ткани. Особое внимание уделялось обеспечению равномерности распределения дозы и минимизации воздействия на здоровые ткани.

Для семи пациентов МР РМЖ, которым проведена адьювантная терапия быстрыми нейтронами на область передней грудной стенки с захватом аксиллярной области, режим фракционирования включал: 4 сеанса с разовой очаговой дозой (РОД) 1,6 Гр; суммарная доза (СОД) = 29,0 изоГр за курс лечения. Перерывы между сеансами варьировались от 48 до 168 ч.

С использованием программного обеспечения SNDP, выполнены расчеты распределения поглощенной и изо-

Пациент:

Дата: 01.02.2024 Длительность курса, сутки: 8

РИП, см.: 110.00 Размер области расчета, см. 12.00 x 12.00

Ток пучка, мкА: 30 Кол-во сеансов: 2

Автор:

Описание: Пробный план

Точки опухоли (координаты, см.)

Центр: 6.50 : 5.50

| Название | X | Y |
|----------|-------|-------|
| 1 | 6.500 | 7.300 |
| 2 | 5.600 | 7.000 |
| 3 | 5.300 | 6.000 |
| | 5.200 | 5.000 |
| | 5.800 | 4.000 |
| | 6.400 | 3.800 |
| | 7.000 | 4.000 |

Критические точки (координаты, см.)

| Название | X | Y |
|----------|------|------|
| Первая | 2.50 | 5.00 |
| Вторая | 3.20 | 3.50 |
| Центр | 6.50 | 5.50 |

Характеристики пучков

| Название | Доза | Площадь | Ширина | КМП | Альфа | Beta | X | Y |
|----------|------|---------|--------|------|-------|------|-------|------|
| Пучок 1 | 1.40 | 48.00 | 6.00 | 2.10 | 35 | -40 | 10.00 | 7.00 |
| Пучок 2 | 1.00 | 48.00 | 6.00 | 2.10 | 325 | 40 | 10.00 | 3.50 |

Рис. 3. Заполнение исходных данных на главной странице приложения

Fig. 3. Filling in the source data on the main page of the application

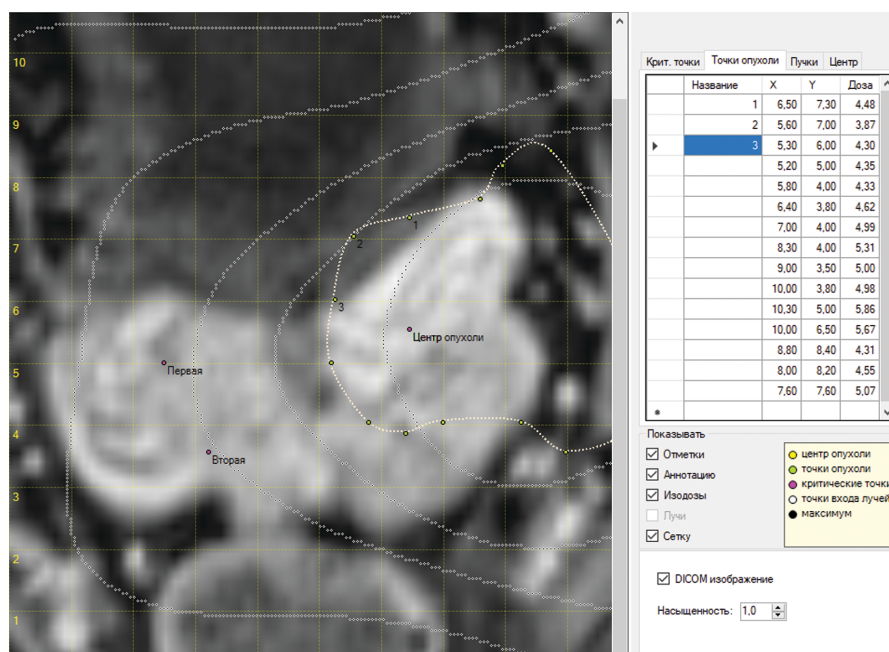


Рис. 4. Окно расчета дозы с учетом дозиметрических и геометрических параметров с возможностью корректировка вводимых данных
Fig. 4. The dose calculation window taking into account dosimetric and geometric parameters with the possibility of adjusting the input data

ИСХОДНЫЕ ДАННЫЕ

Количество пучков = 2

Количество сеансов = 2

Пучок S, см² W, см Beta, град.

Пучок 1 48 6 -40

Пучок 2 48 6 40

(S - площадь поля облучения, W - ширина поля облучения, Beta - угол падения лучей на тело)

Пучок X:Y, см Alfa, град.

Пучок 1 10,000:7,000 35

Пучок 2 10,000:3,500 325

(X:Y - координаты точки входа лучей, Alfa - угол поворота систем координат)

Размер рассчитываемого поля, см.: 12:12

Однократные дозы, Гр.

1. Пучок 1 = 1,4

2. Пучок 2 = 1

Однократная доза за сеанс, Гр. = 2,4

Суммарная доза, Гр. = 4,8

Средняя доза, Гр. = 1,2

Характеристики дозного поля нейтронов

Расстояние источник-поверхность = 110 см.

Ток пучка = 30 мкА

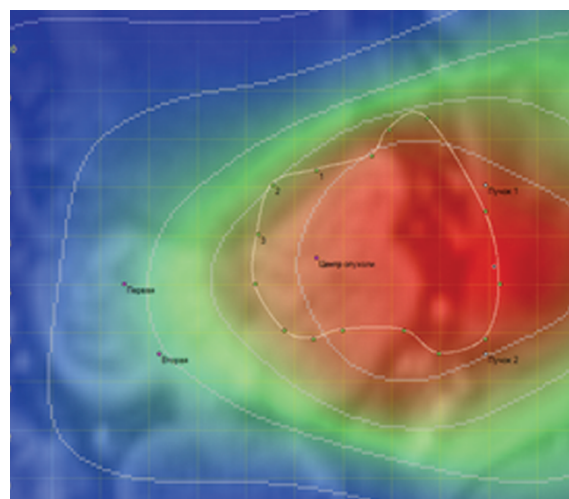


Рис. 5. Иллюстрация отчета, включающего в себя сводную информацию о плане облучения

Fig. 5. Illustration of the report, which includes summary information about the radiation plan

эффективной доз в объеме опухоли и критических органах с наглядной визуализацией распределения на фоне DICOM-изображения (рис. 5, 6).

Результаты планирования показали, что доза на коже в зоне облучения составила 3,190 Гр и 3,143 Гр для пучков 1 и 2 соответственно. Изозффективная доза на коже достигла 34,5 изогр для пучка 1 и 33,6 изогр для пучка 2. В центре опухоли доза составила 3,253 Гр (изозффективная доза 7,9 изогр). Для критических точек максимальные значения доз варьировали от 0,5 Гр до 1,9 Гр. Относительная биологическая эффективность (ОБЭ) составила 2,9 (изозффективная доза 29,6 изогр). Продолжительность облучения с каждого пучка – 4 мин 26 сек. Показатель ВДФ в зоне опухоли составил 44,5 ед., при предельно допустимом значении в 100,4 ед., в зоне каждого поля ВДФ составил 22,0 и 21,6 ед. соответственно;

ФЭД в зоне облучения составил 26,7 Гр, ФЭД в зоне каждого поля – 13,2 Гр и 13,0 Гр соответственно.

Для пяти пациентов с раком в области головы и шеи планирование осуществлялось с применением 2 полей, разнесенных на угол 90° (углы облучения 45° и 315°). Режим фракционирования включал 3 сеанса с РОД 2,4 Гр и суммарной дозой 7,2 Гр за курс лечения. Полный курс нейтронной терапии проводился за 8 сут. Показатели ВДФ в зоне опухоли составили 55,4 ед., при предельно допустимом значении в 130,0 ед. Доза на коже составляла от 5,8 до 7,5 Гр. Доза в центре опухоли составляла от 7,1 до 7,23 Гр (с учетом ОБЭ = 2,686 изозффективная доза составляла от 37,9 до 38,4 изогр). Продолжительность одной фракции – от 12,3 до 13,5 мин.

На рис. 5 представлено графическое отображение распределения поглощённой дозы нейтронного облучения.

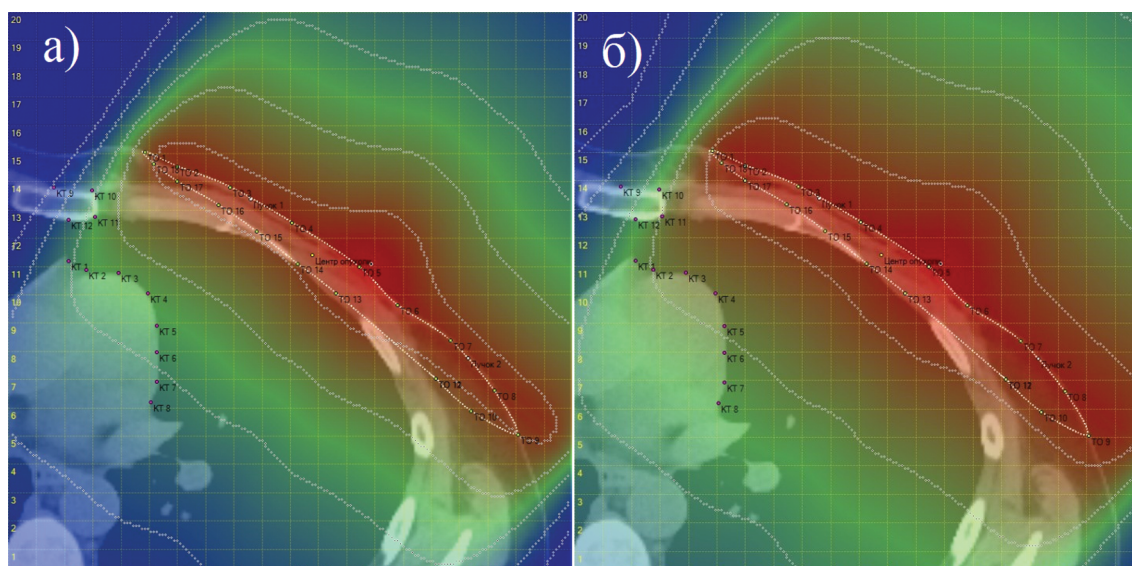


Рис. 6. Томограмма распределения дозы для пациентки с раком правой молочной железы: а – расчет поглощенной дозы нейтронов с применением методики измерения двумя ионизационными камерами, обладающих разной чувствительностью к нейтронному излучению; б – расчет изозффективной дозы относительно фотонного облучения с учётом линейно-квадратичной модели

Fig. 6. Tomogram of dose distribution for a patient with right breast cancer: а – calculation of the absorbed dose of neutrons using the measurement technique of two ionization chambers with different sensitivity to neutron radiation; б – calculation of the isoeffective dose relative to photon irradiation, taking into account the linear-quadratic model

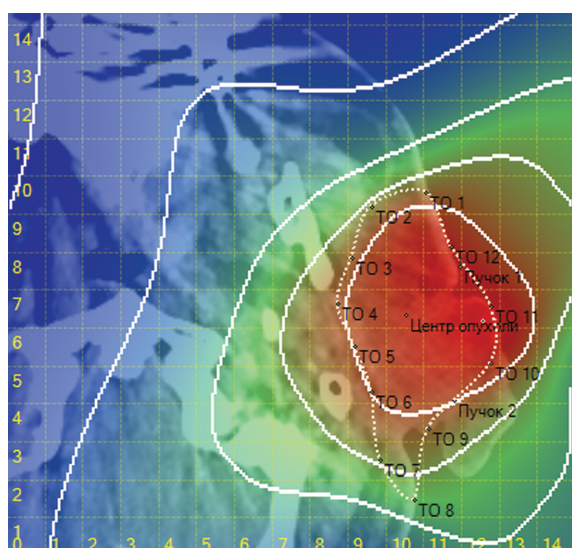


Рис. 7. Томограмма распределения дозы для пациента с раком головы и шеи

Fig. 7. Tomogram of dose distribution for a patient with head and neck cancer

чения двумя полями со стыковкой. Изодозные линии дополнены цветной градиентной заливкой от максимальной к минимальной дозе (от красного к синему). Центром опухоли является точка с предписанной дозой. Точки КТ1-КТ10 установлены пользователем в ручном

режиме и представляют собой точки контроля дозы в критических органах или окружающих здоровых тканях. В данном случае средняя нагрузка на сердце составляет 1,6 Гр. Точки ТО1-ТО18 также устанавливаются вручную и формируют область опухоли, позволяя принять решение о том, какой размер коллиматора необходимо использовать для облучения. В случае применения стыковки полей, как на рис. 5, графическое отображение позволяет подобрать необходимое расстояние между границами полей для исключения формирования областей с повышенной дозой.

Таким образом, обновленное программное обеспечение сохраняет все ключевые физические, радиобиологические и расчетные аспекты оригинальной версии, но становится более адаптированным к потребностям современных пользователей.

Выводы

В данной работе представлено модернизированное программное обеспечение SNDP (Safe Neutron Dosimetric Planner) для моделирования и оптимизации распределения изозффективной и поглощенной дозы при планировании нейтронной терапии злокачественных опухолей. Обновление программы позволило значительно расширить функциональные возможности, включая визуализацию области облучения с использованием DICOM-изображений, позволяя быстрее адаптировать дозиметрические расчеты под конкретные сценарии, минимизируя ошибки и повышая эффективность лечения.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Седов В.П., Лисин В.А. Модель ВДФ для дистанционной терапии злокачественных опухолей быстрыми нейтронами // Мед. радиология. 1988. Т.33. №9. С. 9-12.
2. Лисин В.А. Линейно-квадратичная модель в планировании нейтронной терапии на циклотроне У-120 // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2018. Т.63. №5. С. 41-47.
3. Лисин В.А. Дозиметрическое компьютерное планирование гамманейтронной терапии злокачественных опухолей с использованием циклотрона У-120 // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 1994. Т.39. № 5. С. 53-57.
4. Чойнзонов Е.Л., Лисин В.А., Грибова О.В., Новиков В.А., Старцева Ж.А. Нейтронная терапия злокачественных новообразований головы и шеи: Монография. М.: Российская академия наук, 2021. 328 с.
5. Старцева Ж.А., Грибова О.В., Великая В.В., Сухих Е.С., Лисин В.А., Новиков В.А. Дистанционная нейтронная те-

- рапия в Томске: 40 лет на службе онкологии // Сибирский онкологический журнал. 2024. Т.23. №1. С. 98-108.
6. Великая В.В., Старцева Ж.А., Гольдберг В.Е., Попова Н.О. Десятилетние результаты комплексного лечения больных первичным местнораспространенным раком молочной железы // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2023. Т.68. №5. С. 71-76.
 7. Musabaeva L.I., Startseva Zh.A., Gribova O.V., Velikaya V.V., Lisin V.A. Novel Technologies and Theoretical Models in Radiation Therapy of Cancer Patients Using 6.3 MeV Fast Neutrons Produced by U-120 Cyclotron // Proceedings of the International Conference on Physics of Cancer: Interdisciplinary Problems and Clinical Applications, 2016 22–25 March. Russia, Tomsk, 2016.
 8. Мусабаева Л.И., Чойнзонов Е.Л., Грибова О.В., Старцева Ж.А., Великая В.В., Лисин В.А. Нейтронная терапия в лечении радиорезистентных злокачественных новообразований // Сибирский онкологический журнал. 2016. Т.15. №3. С. 67-71.
 9. Грибова О.В., Мусабаева Л.И., Чойнзонов Е.Л., Мухамедов М.Р. Клиническое течение рака щитовидной железы после комбинированного лечения с применением быстрых нейтронов у больных с высоким риском рецидива // Вестник оториноларингологии. 2012. №5. С. 91-92.
 10. Ellis F. Dose, time and fractionation: A clinical hypothesis // Clin. Radiol. 1969. Vol. 20. P. 1–7.

REFERENCES

1. Sedov V.P., Lisin V.A. Model of VDF for Distant Therapy of Malignant Tumors with Fast Neutrons. *Meditsinskaya Radiologiya* = Medical Radiology 1988;33;9:9-12 (In Russ.).
2. Lisin V.A. Linear-Quadratic Model in Planning Neutron Therapy at the U-120 Cyclotron. *Meditsinskaya Radiologiya i Radiatsionnaya Bezopasnost'* = Medical Radiology and Radiation Safety. 2018;63;5:41-47 (In Russ.).
3. Lisin V.A. Dosimetric Computer Planning of Gamma-Neutron Therapy of Malignant Tumors Using the U-120 Cyclotron. *Meditsinskaya Radiologiya i Radiatsionnaya Bezopasnost'* = Medical Radiology and Radiation Safety. 1994;39;5:53-57 (In Russ.).
4. Choyzonov Ye.L., Lisin V.A., Gribova O.V., Novikov V.A., Startseva Zh.A. *Neytronnaya Terapiya Zlokachestvennykh Novooobrazovaniy Golovy i Shei* = Neutron Therapy of Malignant Neoplasms of the Head and Neck: Monograph. Moscow, Rossiyskaya Akademiya Nauk Publ., 2021. 328 p. (In Russ.).
5. Startseva Zh.A., Gribova O.V., Velikaya V.V., Sukhikh Ye.S., Lisin V.A., Novikov V.A. Remote Neutron Therapy in Tomsk: 40 Years in the Service of Oncology. *Sibirskiy Onkologicheskii Zhurnal* = Siberian Oncology Journal. 2024;23;1:98-108.
6. Velikaya V.V., Startseva Zh.A., Gol'dberg V.Ye., Popova N.O. Ten-Year Results of Complex Treatment of Patients with Primary Locally Advanced Breast Cancer. *Meditsinskaya Radiologiya i Radiatsionnaya Bezopasnost'* = Medical Radiology and Radiation Safety. 2023;68;5:71-76.
7. Musabaeva L.I., Startseva Zh.A., Gribova O.V., Velikaya V.V., Lisin V.A. Novel Technologies and Theoretical Models in Radiation Therapy of Cancer Patients Using 6.3 MeV Fast Neutrons Produced BY U-120 Cyclotron. Proceedings of the International Conference on Physics of Cancer: Interdisciplinary Problems and Clinical Applications 2016. 22–25 March 2016. Russia, Tomsk.
8. Musabayeva L.I., Choyzonov Ye.L., Gribova O.V., Startseva Zh.A., Velikaya V.V., Lisin V.A. Neutron Therapy in the Treatment of Radioresistant Malignant Neoplasms. *Sibirskiy Onkologicheskii Zhurnal* = Siberian Oncological Journal. 2016;15;3:67-71 (In Russ.).
9. Gribova O.V., Musabayeva L.I., Choyzonov Ye.L., Mukhamedov M.R. Clinical Course of Thyroid Cancer after Combined Treatment with Fast Neutrons in Patients with a High Risk of Recurrence. *Vestnik Otorinolaringologii* = Bulletin of Otolaryngology. 2012;5:91-92 (In Russ.).
10. Ellis F. Dose, time and fractionation: A clinical hypothesis // Clin. Radiol. 1969. Vol. 20. P. 1–7.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.
Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.
Поступила: 20.10.2024. Принята к публикации: 25.11.2024.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.
Financing. The study had no sponsorship.
Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.
Article received: 20.10.2024. Accepted for publication: 25.11.2024.