

ИЗ РАБОЧЕЙ ТЕТРАДИ ИССЛЕДОВАТЕЛЯ

ДИСТАНЦИОННАЯ НЕЙТРОННАЯ ТЕРАПИЯ:
ПЕРВЫЙ ОТЕЧЕСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ КОМПЛЕКС

© 2024 г. Ю. С. Мардынский^{a,*}, И. А. Гулидов^{a,**}, К. Б. Гордон^{a,b,***}, С. Н. Корякин^{a,c,****},
А. Н. Соловьёв^{a,c,****}, В. О. Сабуров^{a,*****}, С. А. Иванов^{a,b,*****}, А. Д. Каприн^{b,d,*****},
Т. К. Лобжанидзе^{e,*****}, Н. В. Марков^{e,*****}, И. М. Железнов^{f,*****},
Д. И. Юрков^{f,g,*****}, О. А. Герасимчук^{f,g,*****}, А. Ю. Пресняков^{f,*****},
В. И. Зверев^{f,g,*****}, В. П. Смирнов^{e,*****}

^aМедицинский радиологический научный центр им. А.Ф. Цыба — филиал Национального медицинского
исследовательского центра радиологии Минздрава России, Обнинск, Россия

^bРоссийский университет дружбы народов им. Патриса Лумумбы, Москва, Россия

^cОбнинский институт атомной энергетики — филиал Национального исследовательского ядерного университета
“МИФИ”, Обнинск, Россия

^dНациональный медицинский исследовательский центр радиологии Минздрава России, Обнинск, Россия

^eНИИ технической физики и автоматизации, Москва, Россия

^fВНИИ автоматики им. Н.Л. Духова, Москва, Россия

^gНациональный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, Москва, Россия

*E-mail: mardynsky@mrrc.obninsk.ru

**E-mail: agulidov@mrrc.obninsk.ru

***E-mail: gordon@mrrc.obninsk.ru

****E-mail: korsernic@mail.ru

*****E-mail: salonf@mrrc.obninsk.ru

*****E-mail: vosaburov@gmail.com

*****E-mail: oncourolog@gmail.com

*****E-mail: kaprin@mail.ru

*****E-mail: tklobzhanidze@gmail.com

*****E-mail: nick.v.markov@gmail.com

*****E-mail: zheleznov@vniia.ru

*****E-mail: dmitry_yurkov@mail.ru

*****E-mail: oleg.gerasimchuk@bk.ru

*****E-mail: presnyakov_aleks@mail.ru

*****E-mail: vi.zverev@physics.msu.ru

*****E-mail: valepansmirnov@rosatom.ru

Поступила в редакцию 13.10.2023 г.

После доработки 13.11.2023 г.

Принята к публикации 24.11.2023 г.

Современная радиотерапия с использованием традиционных линейных ускорителей практически достигла максимума эффективности в лечении онкологических заболеваний. Перед исследователями в области новейших технологий встаёт вопрос о внедрении качественно иных подходов, одним из которых является дистанционная нейтронная терапия. Её безусловное преимущество — повышенная относительная биологическая эффективность излучения, однако при реализации конкретных технологических решений возникают затруднения, связанные с формированием пучка требуемой геометрии и спектральных характеристик.

В статье обозначены основные вехи применения быстрых нейтронных пучков в дистанционной радиотерапии, представлено общее описание комплекса нейтронной терапии и его структурных компонентов. Комплекс без сомнения станет инновационным тиражируемым проектом медицинского назначения.

Ключевые слова: радиотерапия, относительная биологическая эффективность, нейтронная терапия, комплекс нейтронной терапии, планирование лучевой терапии.

DOI: 10.31857/S0869587324010098, **EDN:** HANKYZ

В 1938 г. на циклотроне в Калифорнийском университете в Беркли (США) впервые начали облучать пациентов быстрыми нейтронами [1]. За 5 лет подобную терапию получили более 200 человек со злокачественными новообразованиями. Несмотря на положительный местный опухолевый эффект, опыт был признан неудачным из-за большого числа выраженных лучевых реакций и повреждений пограничных органов и тканей [2].

Интерес профессионального сообщества к этому виду излучения усилился после исследований М. Кеттерал по применению быстрых нейтронов циклотрона в центре Хаммерсмита в Лондоне (Великобритания). Результаты были обобщены в монографии 1979 г. “Быстрые нейтроны в лечении рака”. Этот труд подтвердил высокую радиобиологическую эффективность нейтронов при правильном планировании лучевой терапии,

а также в сочетании её с другими видами излучения. В дальнейшем были получены убедительные доказательства преимущества нейтронной терапии по сравнению с фотонной при опухолях головы и шеи [3], центральной нервной системы [4], слюнных желёз [5], сарком мягких тканей [6].

Преимущества комбинированной и сочетанной фотонно-нейтронной терапии перед фотонной подтвердили исследования в Японии [7], Нидерландах [8], США [9] и России [10, 11]. При сочетанной гамма-нейтронной терапии рецидивных сарком, опухолей головы и шеи, по данным различных европейских и американских центров, полная их регрессия наступала в 43–83% случаев в зависимости от гистологической структуры и локализации опухоли.

Литературные данные демонстрируют многообразие источников быстрых нейтронов, применённых в разных странах (в основном ускорители, циклотроны, реже — нейтронные генераторы, реакторы), генерирующих нейтроны с энергией от 1.9 до 40 МэВ, что могло оказывать определённое влияние на результаты терапии. Кривая поглощения нейтронов в тканеэквивалентной¹ среде приближается к таковой при ортовольтовом рентгеновском и гамма-излучении ⁶⁰Со и не имеет каких-либо преимуществ по сравнению с фотонной терапией в распределении дозы по глубине. Однако в радиобиологических экспериментах отмечены увеличение коэффициента относительной биологической эффективности (ОБЭ) нейтронов при уменьшении дозы за фракцию, некоторое снижение ОБЭ при повышении энергии излучения, а также широкая вариация значений коэффициента нейтронов для различных тканей организма [12–14]. Кроме того, мегавольтовое нейтронное излучение имеет ряд других особенностей, позволяющих с успехом использовать его в тех клинических ситуациях, когда фотонное и электронное излучение малоэффективно: имеется в виду слабая зависимость действия от степени насыщения клеток кислородом, фазы клеточного цикла и морфологического типа клеток. Все эти особенности затрудняют планирование и реализацию дистанционной нейтронной терапии, а значит, нужно достичь равновесия между эффективностью воздействия на опухоль и предотвращением осложнений в пограничных органах и тканях. Именно поэтому большинство исследователей стали использовать

МАРДЫНСКИЙ Юрий Станиславович — член-корреспондент РАН, главный научный сотрудник МРНЦ им. А.Ф. Цыба. ГУЛИДОВ Игорь Александрович — доктор медицинских наук, заведующий отделом лучевой терапии МРНЦ им. А.Ф. Цыба. ГОРДОН Константин Борисович — кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник МРНЦ им. А.Ф. Цыба. КОРЯКИН Сергей Николаевич — кандидат биологических наук, заведующий отделом радиационной биофизики МРНЦ им. А.Ф. Цыба. СОЛОВЬЁВ Алексей Николаевич — кандидат физико-математических наук, заведующий лабораторией медицинской радиационной физики МРНЦ им. А.Ф. Цыба. САБУРОВ Вячеслав Олегович — инженер МРНЦ им. А.Ф. Цыба. ИВАНОВ Сергей Анатольевич — член-корреспондент РАН, директор МРНЦ им. А.Ф. Цыба. КАПРИН Андрей Дмитриевич — академик РАН, генеральный директор НИИЦ радиологии Минздрава России. ЛОБЖАНИДЗЕ Тенгиз Константинович — кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник НИИТФА. МАРКОВ Николай Владимирович — доктор технических наук, генеральный директор НИИТФА. ЖЕЛЕЗНОВ Илья Михайлович — доктор технических наук, заместитель директора ВНИИА. ЮРКОВ Дмитрий Игоревич — кандидат технических наук, заведующий кафедрой прикладной ядерной физики НИЯУ МИФИ. ГЕРАСИМЧУК Олег Анатольевич — кандидат технических наук, доцент кафедры прикладной ядерной физики НИЯУ МИФИ. ПРЕСНЯКОВ Алексей Юрьевич — заместитель начальника отделения ВНИИА. ЗВЕРЕВ Владимир Игоревич — доктор физико-математических наук, физик ВНИИА. СМИРНОВ Валентин Пантелеймонович — академик РАН, научный руководитель НИИТФА.

¹ Тканеэквивалентное (тканеподобное) вещество — вещество, которое поглощает и рассеивает ионизирующее излучение так же, как и исследуемая ткань организма.

быстрые нейтроны в программах сочетанной фотонно-нейтронной лучевой терапии.

Превосходство различных вариантов дистанционной нейтронной терапии над фотонной при опухолях разной локализации практически неоспоримо — такова радиобиология. Опухоли слюнных желёз, околоносовых пазух, неэпидермоидные и рецидивные опухоли головы и шеи, молочной железы, мягкотканые саркомы, аденокарциномы предстательной железы, меланомы и рак прямой кишки — далеко не полный перечень нозологий, при которых удалось применить нейтронную терапию. Тем не менее наряду с противоопухолевым эффектом наблюдалась и высокая частота осложнений [3–17]. Фотонно-нейтронная терапия позволила существенно расширить контингент больных, которым показан данный метод лучевой терапии, поскольку такое сочетание позволило снизить риски токсичности без потери эффективности.

На основе мирового опыта лечения более 30 тыс. пациентов установлено превосходство различных вариантов дистанционной нейтронной терапии над фотонной при опухолях слюнных желёз, околоносовых пазух, рецидивных опухолях головы и шеи, молочной железы, прямой кишки, мягкотканых и костных саркомах и, что особенно важно, у коргорты больных с опухолями, радиорезистентными к фотонному излучению. Оптимальной призна на сочетанная фотонно-нейтронная терапия с 20–40%-ным вкладом нейтронного компонента в дозу радикального курса лучевой терапии, что позволяет сохранить радиобиологический эффект нейтронного облучения и ослабить его недостатки, связанные с высоким риском лучевых повреждений. Отечественный опыт в этой области отражён в обзоре [14].

К сожалению, в настоящее время вследствие административных препон, связанных с лицензированием медицинских организаций, облучение быстрыми нейтронами продолжается только на базе Томского политехнического университета.

Почему же при наличии обширных опытных данных дистанционная нейтронная терапия до сих пор не нашла широкого практического применения? Это связано с тем, что все используемые установки предназначены для специальных физико-технических исследований и лишь частично модернизированы для медицинских целей. В таких условиях не могло быть и речи о стандартизации и внедрении дистанционной нейтронной терапии в онкологическую практику. Возникла необходимость в создании специализированного медицинского аппарата для дистанционной нейтронной терапии. Нейтронный генератор — наиболее подходящая основа для него по габаритам и другим возможным физико-техническим параметрам.

Первый медицинский (внутриклинический) комплекс нейтронной терапии (КНТ) в России (рис. 1) разработан на базе генератора типа НГ-24



Рис. 1. Комплекс нейтронной терапии в процессе сборки

и предназначен для локального дозированного воздействия нейтронным излучением на злокачественные новообразования при дистанционной лучевой терапии. Разработчик — Всероссийский научно-исследовательский институт автоматики им. Н.Л. Духова. Соисполнители разработки — Научно-исследовательский институт технической физики и автоматизации и Медицинский радиологический научный центр им. А.Ф. Цыба — филиал Национального медицинского исследовательского центра радиологии Минздрава России.

КНТ состоит из следующих основных частей:

- генератор нейтронов типа НГ-24;
- коллиматор с биологической защитой;
- система перемещения генератора и коллиматора с биологической защитой (гантри);
- стол для облучения;
- система контроля укладки пациента (рентгеновский источник и детектор);
- система 3D-планирования нейтронной терапии;
- система замены вставок в коллиматор;
- система дозиметрического и радиационного контроля;
- система управления КНТ;

• рабочие места инженера-оператора, медицинского физика, врача-радиолога, медицинской сестры.

В качестве источника излучения используется генератор нейтронов НГ-24 с запаянной нейтронной трубкой ГНТ1–100. Нейтроны с энергией 14 МэВ образуются в результате реакции ${}^3\text{T}(d, n){}^4\text{He}$ в мишени нейтронной трубки. Генерация нейтронного излучения происходит по команде оператора, в выключенном состоянии генератор не излучает нейтронов. Запаянная нейтронная трубка, установленная в герметичном корпусе генератора, полностью исключает возможность попадания трития в окружающую среду.

Среди особенностей генератора НГ-24 — его уникально малые габариты (диаметр 400×1100 мм) при высоком уровне потока нейтронов 2×10^{11} нейтр./с. Такие характеристики позволили создать на его основе не имеющую аналогов малогабаритную установку нейтронной терапии для онкологических центров.

Коллиматор представляет собой конструкцию цилиндрической симметрии, выполненную из нержавеющей стали, композита вольфрама и борированного полиэтилена. Максимальный размер поля облучения в плоскости выходного отверстия (окна) нижнего края коллиматора — 150×150 мм. Предусмотрен набор вставок в коллиматор для формирования круглых (от 40 до 140 мм) и квадратных полей облучения (со стороной 40, 50, 70, 90 и 110 мм). Биологическая защита установки — конструктивное решение из железного скраба с борированным полиэтиленом — устанавливается снаружи и вокруг самого генератора и предназначена для снижения дозовой нагрузки на пациента от рассеянных нейтронов, минимизации облучения персонала и активации помещения.

Система перемещения генератора — ротационно-поворотное устройство С-образного типа (гантри), позволяющее подводить терапевтический пучок с любого угла в диапазоне от -90° до $+90^\circ$ относительно изоцентра. Система перемещения пациента позволяет подводить (с заданными параметрами) терапевтический стол с шестью степенями свободы к заданной точке облучения с учётом сложной траектории движения, а также обеспечивать вывод пациента из-под активированного генератора по окончании сеанса облучения в зону укладки. Система контроля укладки пациента крепится перпендикулярно основной оси ротации системы гантри и позволяет провести сравнительный анализ верификационных снимков при осуществлении предлучевой подготовки со снимками цифровой рентгеновской реконструкции (DRR), а также дополнительно, при необходимости, в режиме ротации (на 180°) снимать томограмму.

Система дозиметрического контроля представлена мониторным счётчиком на основе алмаза,

заранее откалиброванного по специально разработанной методике. Подобный монитор позволяет сгладить влияние эффективности выхода нейтронов на время облучения и обеспечить наиболее точное (по сравнению с отпуском дозы по времени) подведение ожидаемой дозы в объект облучения. Детектор системы монтируется внутри биологической защиты на стенку генератора.

Система планирования нейтронной терапии (собственная разработка в рамках комплекса КНТ) позволяет эффективно рассчитывать дозные поля², изодозные кривые распределения и целевые показатели гистограммы “доза—объём” на эквивалентной модели пациента, получаемой путём анализа топометрической информации в стандартизованном формате DICOM. В рамках системы планирования осуществляется преобразование чисел Хаунсфилда исходного КТ-изображения пациента в плотности согласно функционалу, описанному в [18], и материальному составу вокселей (элементов объёмного изображения) на базе преобразования [19]. Затем на основании интерактивного (управляемого медицинским физиком) выбора полей облучения и ограничений методом Монте-Карло рассчитываются специфичное для КНТ распределение дозного поля в пациенте и ожидаемое число мониторных единиц. В основе расчёта лежит фазовое пространство, оценённое путём независимого подробного моделирования непосредственно на нижнем срезе окна коллиматора для каждой из предлагаемых вставок. Нормирование на мониторные единицы осуществляется по прямым измерениям в трёхкоординатной системе перемещения внутри водного фантома, проводимым на стадии ввода комплекса в эксплуатацию в реальных физических условиях облучения. Система планирования позволяет задать константную величину относительной биологической эффективности излучения, а также рассчитать биологически взвешенную дозу как результат сочетанного действия компонентов протонного излучения (преимущественно протоны широкого спектра энергий, альфа-частицы, ядра углерода, азота и кислорода). Компоненты биологического модуля системы планирования были независимо апробированы в модельных экспериментах и продемонстрировали быстроедействие [20]. На рисунке 2 представлен скриншот системы планирования пациента при лечении опухоли правой слюнной железы.

Безопасность работы персонала в каньоне³ оценивалась расчётными методами, включающими

² Дозное поле — пространственно-временное распределение дозы или мощности дозы излучения в облучаемой среде.

³ Каньон — система помещений, выстроенная по специальным нормам радиационной и ядерной безопасности, в которой находятся ускорительный комплекс и аппараты, содержащие источник ионизирующего излучения, и в которой пациенты получают радиотерапию.

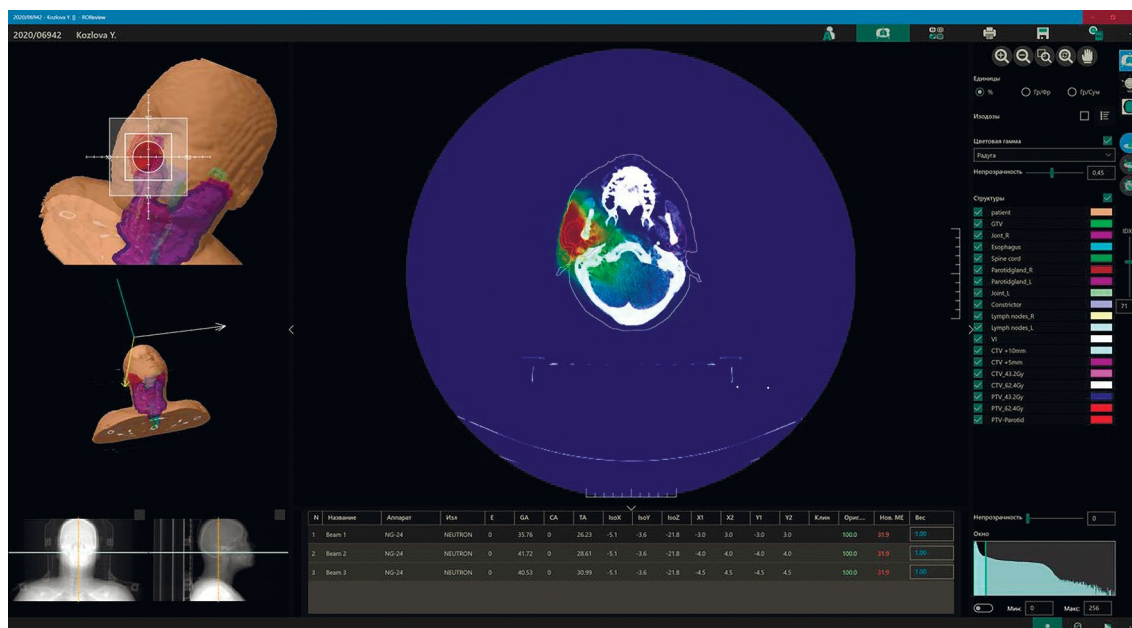


Рис. 2. Скриншот системы планирования пациента при лечении опухоли правой слюнной железы

оценку активации бетонных стенок, перекрытий и пола, конструктивных элементов генератора, опоры и системы гантри [21]. В процессе проектирования каньона была решена задача изоляции места укладки пациента на стол для облучения от непосредственной зоны облучения путём установки технологической стены-перекрытия из баритового бетона. Система управления КНТ — унифицированное аппаратно-программное решение по интегрированной организации лечебного процесса на базе лучевых установок отечественной разработки, благодаря которому осуществляется многоэтапный контроль технологического процесса предлучевой подготовки, облучения пациента и физико-дозиметрического обеспечения.

Деятельность медицинских специалистов, участвующих в проведении терапии (инженер-оператор, медицинский физик, врач-радиотерапевт и медицинская сестра), объединена в обобщённых информационных потоках в рамках систем управления, планирования и хранения данных.

Терапия быстрыми нейтронами занимает востребованную нишу в лечении в первую очередь радиорезистентных образований, поэтому создание и внедрение в практику компактного медицинского аппарата нейтронной терапии позволяют расширить терапевтические возможности онкологической службы.

ИСТОЧНИК ФИНАНСИРОВАНИЯ

Работа выполнена при поддержке гранта Минобрнауки № 075-15-2021-1356 от 07.10.2021 г. (внутренний номер соглашения 15.SIN.21.0011).

ЛИТЕРАТУРА

1. Stone R.S., Lawrence J.H., Aebbersold P.C. A Preliminary report on the Use of Fast Neutrons in the Treatment of Malignant Disease // Radiology. 1940. № 3. P. 322–327.
2. Stone R.S., Larkin J.C. The treatment of cancer with fast neutrons // Radiology. 1942. № 5. P. 608–620.
3. Catterall M. First randomized clinical trial of fast neutrons compared with photons in advanced carcinoma of the head and neck // Clin. Otolaryngol. Allied Sci. 1977. V. 2. P. 359–372.
4. Parker R.G., Berry H.C., Gerdes A.J. et al. Fast neutron beam radiotherapy of glioblastoma multiforme // Am. J. Roentgenol. 1976. № 2. P. 331–335.
5. Kaul R., Hendrickson F., Cohen L. et al. Fast neutrons in the treatment of salivary gland tumors // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1981. № 12. P. 1667–1671.
6. Cohen L., Hendrickson F., Mansell J. et al. Response of sarcomas of bone and of soft tissue to neutron beam therapy // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1984. V. 10. P. 821–824.
7. Tsunemoto H., Arai T., Morita S. et al. Japanese experience with clinical trials of fast neutrons // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1982. № 12. P. 2169–2172.

8. *Battermann J.J., Mijnheer B.J.* The Amsterdam fast neutron therapy project: A final report // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1986. № 12. P. 2093–2099.
9. *Lindsley K.L., Cho P., Stelzer K.J. et al.* Clinical trials of neutron radiotherapy in the United States // *Bulletin du Cancer/Radiothérapie*. 1996. Sup. 1. P. 78s–86s.
10. *Gribova O.V., Musabaeva L.I., Choynzonov E.L. et al.* Neutron therapy for salivary and thyroid gland cancer // *AIP Conference Proceedings*. 2016. V. 1760. P. 200–210.
11. *Mardynsky Y.S., Sysoyev A.S., Andreyev V.G., Gulidov I.A.* Preliminary results of clinical application of reactor fast neutrons in radiation and combined therapy of patients with laryngeal carcinoma // *Strahlenther Onkol.* 1991. № 3. P. 169–171.
12. *Jones B.* Clinical radiobiology of fast neutron therapy: What was learnt? // *Front Oncol.* 2020. V. 10. 1537.
13. *Gordon K., Gulidov I., Fatkhudinov T. et al.* Fast and Furious: Fast Neutron Therapy in Cancer Treatment // *International Journal of Particle Therapy*. 2022. № 2. P. 59–69.
14. *Gulidov I., Koryakin S., Fatkhudinov T., Gordon K.* External Beam Fast Neutron Therapy: Russian Clinical Experience and Prospects for Further Development // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2023. № 4. P. 821–827.
15. *Goodhead D.T.* Neutrons are forever! Historical perspectives // *Int. J. Radiat. Biol.* 2019. V. 95. P. 957–984.
16. *Laramore G.E., Griffith J.T., Boespflug M. et al.* Fast neutron radiotherapy for sarcomas of soft tissue, bone, and cartilage // *Am. J. Clin. Oncol.* 1989. V. 12. P. 320–326.
17. *Timoshchuk M.A., Dekker P., Hippe D.S. et al.* The efficacy of neutron radiation therapy in treating salivary gland malignancies // *Oral Oncol.* 2019. V. 88. P. 51–57.
18. *Frey K., Bauer J., Unholtz D. et al.* TPS(PET) – A TPS-based approach for *in vivo* dose verification with PET in proton therapy // *Phys. Med. Biol.* 2013. № 1. P. 1–21.
19. *Schneider W., Bortfeld T., Schlegel W.* Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions // *Phys. Med. Biol.* 2000. № 2. P. 459–478.
20. *Gordon K.B., Saburov V.O., Koryakin S.N. et al.* Calculation of the Biological Efficiency of the Proton Component from 14.8 MeV Neutron Irradiation in Computational Biology with Help of Video Cards // *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*. 2022. V. 173. P. 281–285.
21. *Chernukha A.E., Saburov V.O., Adarova A.I. et al.* Three-Dimensional Models and Complimentary Geometry for Dose Evaluation in NG-24MT Based Neutron Radiotherapy Cabinet // *Izvestiya vuzov. Yadernaya Energetika*. 2022. V. 3. P. 158–167.

EXTERNAL-BEAM NEUTRON THERAPY: THE FIRST DOMESTIC MEDICAL UNIT

**Yu. S. Mardynsky^{1, #}, I. A. Gulidov^{1, ##}, K. B. Gordon^{1, 2, ###}, S. N. Koryakin^{1, 3, ####},
A. N. Solovyov^{1, 3, #####}, V. O. Saburov^{1, #####}, S. A. Ivanov^{1, 2, #####}, A. D. Kaprin^{2, 4, #####},
T. K. Lobzhanidze^{5, #####}, N. V. Markov^{5, #####}, I. M. Zheleznev^{6, #####},
D. I. Yurkov^{6, 7, #####}, O. A. Gerasimchuk^{6, 7, #####},
A. Yu. Presnyakov^{6, #####}, V. I. Zverev^{6, 7, #####}, V. P. Smirnov^{5, #####}**

¹*A. Tsyb Medical Radiological Research Center, Branch of the National Medical Research Radiological Center of the Ministry of Health of the Russian Federation, Obninsk, Russia*

²*Lumumba Peoples' Friendship University of Russia, Moscow, Russia*

³*Obninsk Institute of nuclear energy энергетика — branch of the National Research Nuclear University “MEPHI”, Obninsk, Russia*

⁴*National Medical Research Radiological Center of the Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow, Russia*

⁵*Research Institute of technical physics and automatization, Moscow, Russia*

⁶*Dukhov Automatics Research Institute (VNIIA), Moscow, Russia*

⁷*National Research Nuclear University “MEPHI”, Moscow, Russia*

[#]*E-mail: mardynsky@mrrc.obninsk.ru*

^{##}*E-mail: agulidov@mrrc.obninsk.ru*

^{###}*E-mail: gordon@mrrc.obninsk.ru*

^{####}*E-mail: korsernic@mail.ru*

^{#####}*E-mail: salonf@mrrc.obninsk.ru*

^{#####}*E-mail: vosaburov@gmail.com*

^{#####}*E-mail: oncourolog@gmail.com*

^{#####}*E-mail: kaprin@mail.ru*

#####E-mail: tklobzhanidze@gmail.com
#####E-mail: nick.v.markov@gmail.com
#####E-mail: zheleznov@vniia.ru
#####E-mail: dmitry_yurkov@mail.ru
#####E-mail: oleg.gerasimchuk@bk.ru
#####E-mail: presnyakov_aleks@mail.ru
#####E-mail: vi.zverev@physics.msu.ru
#####E-mail: valepansmirnov@rosatom.ru

Modern radiotherapy, employing traditional linear accelerators, has nearly reached its apex in terms of efficacy in treating oncological diseases. The challenge before researchers in the field of implementing cutting-edge technologies pertains to the utilization of fundamentally different therapeutic approaches, one of which is remote neutron therapy. Its salient advantages include an increased relative biological effectiveness of radiation, while the complexities of implementing specific technological solutions encompass forming a beam of the required geometry and spectral characteristics.

The article delineates the key milestones in the development of the usage of fast neutron beams for remote radiotherapy, a general description of the neutron therapy complex and its primary structural components is also presented. These are currently being developed as an innovative, mass-producible medical project.

Keywords: radiotherapy, relative biological efficacy, fast neutron therapy, fast neutron therapy unit, radiotherapy planning.