Анализ распределения доз, рассчитанных в системе планирования протонного облучения TPN

А.В. Агапов[1], К.Н. Шипулин[1], В.Н. Гаевский[1], Г.В. Мицын[1], Б.С. Юлдашев[2], Э.Х. Бозоров[*,2], А.А. Абдувалиев[2]

[1] Объединенный институт ядерных исследований, ул. Жолио-Кюри, 6, 141980, Дубна, Московская обл., Россия
[2] Институт ядерной физики АН РУз, пос. Улугбек, ул. У. Гуламова, 1, 100214, Ташкент, Узбекистан

Получена 11.12.2020

* Corresponding author: e-mail erkinbozorov789@mail.ru

Для облучения новообразований, расположенных вблизи жизненно важных радиочувствительных структур и органов необходимо обеспечить точное пространственное совмещение пучка с мишенью в сеансах протонной терапии. Целью работы является сравнение и анализ распределений доз, полученных в программе планирования протонного пучка и измеренных в результате эксперимента с применением радиохромных пленок в Медико-техническом комплексе (МТК) Лаборатории ядерных проблем (ЛЯП) Объединенного института ядерных исследований (ОИЯИ). На первом этапе измерений было определено соответствие степени потемнения пленки от дозы облучения. Для этого из одного листа пленки были вырезаны тринадцать кусочков размером 20×20 мм, которые затем облучали дозами (0; 0.25; 0.5; до 3 Гр). На их основе построена калибровочная кривая и рассчитано уравнение аппроксимации, которое использовано для перевода значений матрицы потемнения облученных пленок в значения поглощенной дозы. Продольный и поперечный спад дозы от уровня 80% до уровня 20% происходит соответственно на глубине 9.2±0.3 мм и на ширине 9.0±0.3 мм.

Ключевые слова: пик Брэгга, протонная терапия, опухоль, радиохромная пленка, распределение доз, продольный и поперечный спады дозы.

For irradiation of neoplasms located near vital radiosensitive structures and organs, it is necessary to ensure precise spatial alignment of the beam with the target in proton therapy sessions. The aim of this work is to compare the dose distributions obtained in the proton beam planning program and measured as a result of an experiment using radiochromic films. In the first stage of measurements, the correspondence of the degree of film darkening to the radiation dose was determined. For this, thirteen pieces of film, with size 20×20 мм, were cut out from one sheet of film, which were then irradiated with doses (0; 0.25; 0.5; up to 3 Gy). A calibration curve was constructed on the basis of these films, and approximation equation was calculated. This equation is used to convert the values of the darkening matrix of the irradiated films to the values of the absorbed dose. Longiudinal and transverse dose fall-off from 80% to 20% occurs at a depth of 9.2±0.3 мм and a width of 9.0±0.3 мм, respectively.

Keywords: Bragg peak, proton therapy, tumor, radiochromic film, dose distribution, distal and lateral dose fall-off

I. Введение

Уже несколько десятилетий человечество изучает воздействие ионизирующего излучения на организм человека. При этом внимание акцентируется как на положительном, так и отрицательном эффекте, возникающем при его применении. Разрабатываются новые методы, которые позволяют

добиваться максимального лечебного эффекта при снижении отрицательного действия на организм. Улучшается оборудование для проведения лучевой терапии, появляются новые технологии облучения. Большие надежды возлагаются на протонную терапию, с помощью которой можно максимально прицельно подводить высокие дозы излучения к глубоко расположенным опухолям при минимальном повреждении здоровых тканей за счет выделения радиационной дозы на определённом отрезке пробега частиц. Благодаря сравнительно большой массе протоны испытывают лишь небольшое поперечное рассеяние в ткани, а разброс длины их пробега очень мал; пучок можно сфокусировать на опухоль, не внося неприемлемых повреждений в окружающие здоровые ткани. Все протоны заданной энергии имеют совершенно определенный пробег; ничтожное их число превышает это расстояние. Более того, практически вся радиационная доза выделяется в ткани на последних миллиметрах пробега частиц; этот максимум называют брэгговским пиком. Местоположение брэгговского пика зависит от энергии, до которой были разогнаны частицы в ускорителе, эта энергия в большинстве случаев должна находиться в диапазоне от 70 до 250 МэВ. Следовательно, появляется возможность сфокусировать область разрушения клеток протонным пучком в глубине здоровой ткани, окружающей опухоль; ткани, расположенные до брэгговского пика, получают некоторую незначительную дозу. В настоящей статье представлены этапы проверки пространственных распределений дозы, расширенные пики Брэгга, полученные в эксперименте и рассчитанные в результате планирования облучений.

II. Описание объекта и методов исследования

Основной задачей клинической дозиметрии можно считать детальное описание пространственных распределений поглощённой дозы, создаваемой терапевтическим аппаратом. Для каждого типа аппарата, используемого в клинической практике, имеется свой набор измеряемых характеристик и процедур. Общим является тот факт, что дозные распределения должны быть охарактеризованы по трем координатам в абсолютных и относительных величинах [1-3]. Для проведения клинической дозиметрии используются различные типы дозиметров.

Ионизационные камеры дают измерение в точке и не могут предоставить пространственного распределения, необходимого для контура. Использование термолюминесцентных детекторов, пусть даже небольших размеров, является непростой процедурой при измерении одно- или двумерных дозовых распределений. Также они требуют сложной процедуры обработки. Радиографические пленки также имеют значительные недостатки. Они дают возможность получать пространственное распределение, но чувствительны к дневному свету, нуждаются в проявке, трудно получить абсолютные дозы, нельзя разрезать.

Радиохромные пленки (РХП) обладают высоким пространственным разрешением и не имеют подобных недостатков. Они могут использоваться для определения абсолютного и относительного значения поглощенной дозы облучения. Радиохромные пленки пригодны для работы с рентгеновскими лучами, пучками электронов, протонов, ионов, α-частиц и нейтронов, а также могут применяться для измерений, охватывающих широкий диапазон энергий [4-7].

В эксперименте использовали терапевтический пучок протонов с энергией 155 МэВ [8]. Для измерения пространственного распределения дозы в эксперименте была использована радиохромная пленка (РХП) Gafchromic EBT-3 [9] размером 100×130 мм и толщиной 0.3 мм, состоящая из активного слоя, расположенного между тонкими листами полиэстера. Эта пленка, по данным производителя, позволяет измерить дозу протонного облучения в диапазоне 2 сГр–10 Гр.

Первый этап измерений состоял в определении соответствия степени потемнения РХП от дозы облучения. Для этого из одного листа РХП были вырезаны тринадцать кусочков пленки размером 20×20 мм, которые затем облучали калиброванными дозами (0; 0.25; 0.5; … до 3 Гр). Пленки располагали перпендикулярно к оси протонного пучка на глубине 12 мм водного эквивалента.

Эксперимент заключался в облучении РХП сформированным протонным пучком, рассчитанным в трехмерной компьютерной системе планирования TPN [10]. Плоскость пленки была отклонена на 5° относительно оси пучка для того, чтобы избежать пролета протонов вдоль чувствительного слоя РХП. Поглощенная доза в изоцентре составляла 3 Гр.

III. Описание и анализ результатов

Полученные в результате эксперимента РХП,

©Академия наук Республики Узбекистан, Ташкент, 2021 г.

как и калибровочные кусочки, пленки сканировали с разрешением 75 пикселей/дюйм через 48 ч после облучения – период полного потемнения данного типа РХП [11]. Сканирование проводили с помощью сканера HP Officejet 7213 (рис. 1).

Из сканированных данных были считаны значения потемнений в каждой точке и сформирована двумерная матрица данных в программе ImageJ [12-16]. На основе предварительно облученных и отсканированных тринадцати калибровочных пленок построена калибровочная кривая (рис. 2).

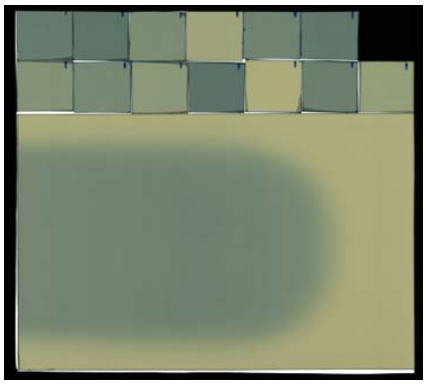
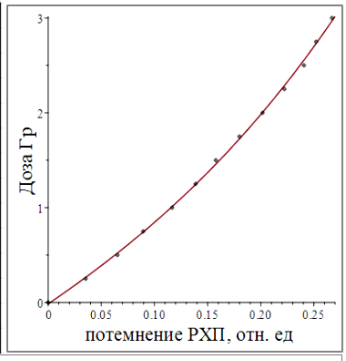


Рисунок 1. Облученные калибровочные кусочки и лист РХП.

Потемнение	Доза, Гр
0	0
0.035464918	0.25
0.0649412	0.5
0.089507329	0.75
0.117049107	1
0.139267941	1.25
0.158271401	1.5
0.180608433	1.75
0.202607288	2
0.222482091	2.25
0.241365101	2.5
0.252445652	2.75
0.268005691	3



$D = -0.0148006452 + 7.6751893040x + 6.5854452183x^2 + 23.8024062535x^3$

Рисунок 2. Матрица данных калибровочных пленок, калибровочная кривая и уравнение аппроксимации: D – поглощенная доза, x – потемнение

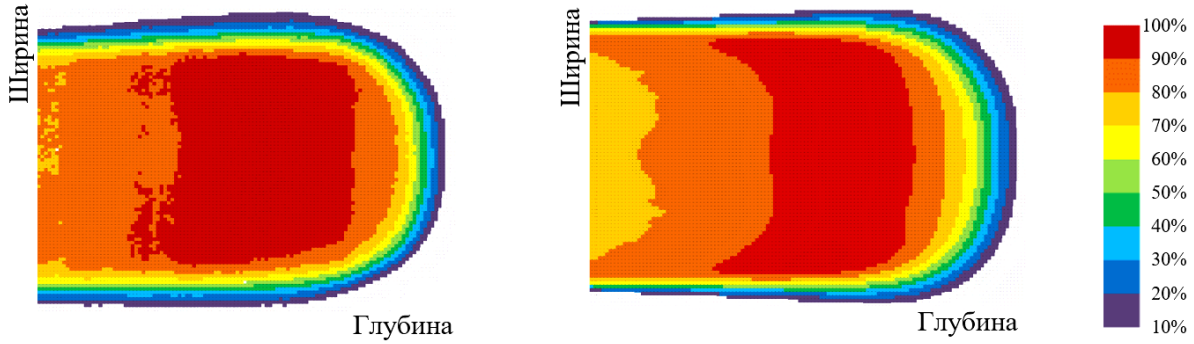


Рисунок 3. Матрицы доз: полученные с помощью РХП (слева) и рассчитанные в результате системы планирования облучения (справа).

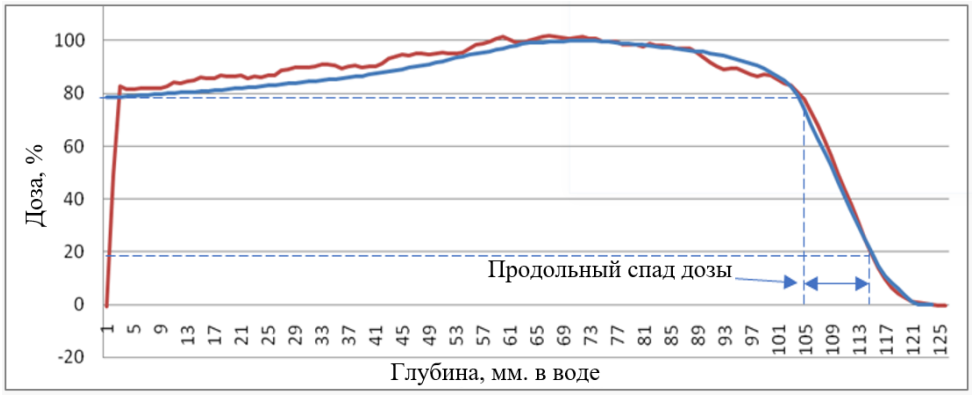


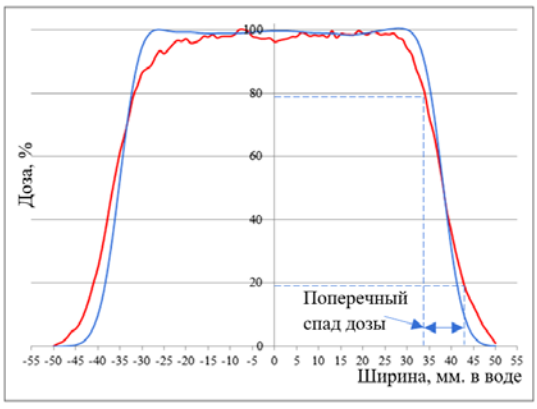
Рисунок 4. Сравнение продольных доз: рассчитанной в результате планирования облучения (синяя кривая, нижняя) и полученной с помощью РХП (красная кривая, верхняя).

©Академия наук Республики Узбекистан, Ташкент, 2021 г.

Уравнение аппроксимации рассчитано с помощью математического пакета Maple 18 [17, 18] и использована для перевода значений матрицы потемнения облученных РХП в значения поглощенной дозы. Полученная таким образом матрица доз построена в офисной программе Excel (рис. 3).

На рис. 4 представлены модифицированные пики Брэгга (spread-out Bragg peak – SOBP) [19], полученные с помощью РХП, наложенные на пики, рассчитанные в результате планирования облучений.

Наряду с торможением протонов в мишени растет их энергетический разброс, обусловленный флуктуациями при линейной передаче энергии [20]. Так при торможении протонов с энергией E = 155 МэВ в воде при глубине торможения x = 120 мм среднеквадратичный энергетический разброс равен δE = 1.5 МэВ. Для протонного пучка с энергетическим разбросом $\Delta E/E$ = 0.5% в результате флуктуации линейной передачи энергии возникает энергетический разброс $(\Delta E+\delta E)/E$=1.4%, что приводит к среднеквадратичному разбросу по глубине торможения $\delta x=(\Delta E+\delta E)/(dE/dx)$=11.2 мм. Спад дозы на переднем фронте расширенного пика Брэгга от уровня 80% до уровня 20% происходит на глубине Δx=0.8δx=8.9 мм. Ширина продольного спада определяется начальным энергетическим разбросом и флуктуациями линейной передачи энергии. Зависимость продольного спада дозы от глубины проникновения показана на рис. 4.



1 2

Рисунок 5. Сравнение поперечных доз, рассчитанной в результате планирования облучения (синяя, верхняя кривая) и полученной с помощью РХП (красная, нижняя кривая).

Поперечный спад дозного поля от уровня 80% до уровня 20% растет с глубиной из-за многократного рассеяния и составляет около 9 мм для данного измерения (рис. 5).

IV. Заключение

Радиохромная пленка семейства EBT-3 подходит для клинической дозиметрии протонных пучков, благодаря своей тканеэквивалентности и высокому пространственному разрешению.

Из полученных диаграмм видно, что измеренное распределение, по крайней мере в области высоких доз (80% и выше), находится в хорошем соответствии с планом. Продольный и поперечный спады доз от уровня 80% до уровня 20% происходят соответственно на глубине 9.2±0.3 мм и на ширине 9.0±0.3 мм. Таким образом, результаты измерений достаточно хорошо согласуются с расчетными данными в пределах погрешности методики измерений.

Метаданные

Analysis of the dose distribution obtained in the proton irradiation planning system TPN

A.V. Agapov[1], K.N. Shipulin[1], V.N. Gaevsky[1], G.V. Mitsin[1], B.S. Yuldashev[2], E.X. Bozorov[2], A.A. Abduvaliev[2]

[1]Joint Institute for Nuclear Research, 141980, Dubna, Russia
[2]Institute of Nuclear Physics AS RUz, 100214, Tashkent, Uzbekistan

For irradiation of neoplasms located near vital radiosensitive structures and organs, it is necessary to ensure precise spatial alignment of the beam with the target in proton therapy sessions. The aim of this work is to compare the dose distributions obtained in the proton beam planning program and measured as a result of an experiment using radiochromic films. In the first stage of measurements, the correspondence of the degree of film darkening to the radiation dose was determined. For this, thirteen pieces of film, with size 20×20 мм, were cut out from one sheet of film, which were then irradiated with doses (0; 0.25; 0.5; up to 3 Gy). A calibration curve was constructed on the basis of these films, and approximation equation was calculated. This equation is used to convert the values of the darkening matrix of the irradiated films to the values of the absorbed dose. Longiudinal and transverse dose fall-off from 80% to 20% occurs at a depth of 9.2±0.3 мм and a width of 9.0±0.3 мм, respectively.

©Академия наук Республики Узбекистан, Ташкент, 2021 г.

Keywords: Bragg peak, proton therapy, tumor, radiochromic film, dose distribution, distal and lateral dose fall-off.

Литература (References)

[1] R. Nath, P.J. Biggs, F.J. Bova et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM radiation therapy task group No.45. Medical Physics **21**, No.7, 1093-1121 (1994).

[2] E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Medical Physics **36**, No.9, 4197-4212 (2009).

[3] I.J. Das, C.-W. Cheng, R.J. Watts et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Medical Physics **35**, No.9, 4186-4215 (2008).

[4] P. Mayles, A. Nahum, J.C. Rosenwald. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice (CRC Press, 1450 pp. 2007).

[5] A. Mirandola, R. Castriconi, M. Ciocca, C. Sini, M. Schwarz, S. Broggi, F. Fracchiolla, M. Martišíková, G. Aricò, G. Mettivier, and P. Russo. Dose response of EBT3 radiochromic films to proton and carbon ion clinical beams. Physics in Medicine and Biology **62**(2), 377-393 (2016).

[6] M. Vadrucci, G. Esposito, C. Ronsivalle, R. Cherubini, F. Marracino, R.M. Montereali, L. Picardi, M. Piccinini, M. Pimpinella, M.A. Vincenti, and C. De Angelis. Calibration of GafChromic EBT3 for absorbed dose measurements in 5 MeV proton beam and ^{60}Co γ-rays. Medical Physics **42**(8), 4678-4684 (2015).

[7] S. Devic, J. Seuntjens, G. Hegyi, E.B. Podgorsak, C.G. Soares, A.S. Kirov, I. Ali, J.F. Williamson, and A. Elizondo. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. Medical Physics **31**(9), 2392-2401 (2004).

[8] A.V. Agapov, D. Endjeychak, E.I. Luchin, G.V. Mitsyn, A.G. Molokanov, K.N. Shipulin. Tekhnologiya rascheta i izgotovleniya ustrojstv formirovaniya protonnogo puchka v radioterapii, Pis'ma v ECHAYA, (2012).

[9] GAFChromic EBT3 film specifications. Available at www.gafchromic.com.

[10] A.V. Agapov, V.N. Gaevskij, I.A. Gulidov, A.V. Iglin, E.I. Luchin, G.V. Mitcyn, A.G. Molokanov, M.A. Cejtlina, E.P. Cherevatenko, S.V. Shvidkij. Metodika trekhmernoj konformnoj protonnoj luchevoj terapii, Pis'ma v ECHAYA, (2004).

[11] J. Sorriaux, A. Kacperek, S. Rossomme, J.A. Lee, D. Bertrand, S. Vynckier, and E. Sterpin. Evaluation of Gafchromic EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams. Physica Medica **29**(6), 599-606 (2013).

[12] Image processing and analysis in java. www.imagej.nih.gov/ij/.

[13] R. Gonsales, R. Vuds. Tcifrovaya obrabotka izobrazhenij. (Moskow, Tekhnosfera, 2005).

[14] M.A. Zil'bergleit, V.I. Temruk. Primenenie paketa imagej dlya obrabotki izobrazhenij, poluchennyh elektronnoj skaniruyushej mikroskopiej (na primere analiza bumagi). Polimernye materialy i tekhnologii **3**, No 1, 71–74 (2017).

[15] V.V. Starovojtov, Yu.I. Golub. Tcifrovye izobrazheniya. Ot polucheniya do obrabotki. (Minsk, OIPI NAN Belarusi, 2014).

[16] S.V. Ablamejko,D.M. Lagunovskiy. Obrabotka izobrazhenij: tekhnologiya, metody, primenenie (Amalfeya, 2000).

[17] Introduction to Programming in Maple. www.maplesoft.com/support/help.

[18] A.A. Abduvaliev, A. Karimkhodzhaev, M. Gavrilov. Reshenie uravneniya teploprovodnosti s ispol'zovaniem metoda funkciy Grina v pakete Maple. RIAK-IX (2016).

[19] V.A. Babkin et al. SOBP forming for carbon therapy. Cent. Eur. J. Phys. **8**(4), 683-688 (2010).

[20] I. Meshkov. Conceptual design report transverse channel for individual trajectory correction of radioactive ions. GANIL R 03 05 (2003).

Протонлар дастасини планлаштирувчи TPN дастурий тизимида ҳисобланган доза тақсимотини таҳлил қилиш

А.В. Агапов[1], К.Н. Шипулин[1], В.Н. Гаевский[1], Г.В. Мицын[1], Б.С. Юлдашев[2], Э.Х. Бозоров[2], А.А. Абдувалиев[2]

[1]Бирлашган ядро тадқиқотлари институти, Жолио-Кюри к, 6, 141980, Дубна, Москва вил., Россия

[2]ЎзР ФА Ядро физикаси институти, Улуғбек шаҳарчаси, У.Ғуломов к, 1, 100214, Тошкент, Ўзбекистон

Протон терапияси сеансларида радиацияга сезгир структура ва органлар яқинидаги ўсмаларни соғлом тўқималарга таъсир етказмаган ҳолда протонлар дастаси билан аниқ нурлантириш муҳим аҳамиятга эга. Бу ишда протонлар дастасининг доза тақсимоти ва тажрибада нурлантирилган радиохром плёнкадаги доза тақсимотининг ўзаро мослиги таҳлил қилинган. Ўлчашларнинг биринчи босқичида плёнканинг қорайиш даражаси билан нурланиш дозаси ўртасидаги муносабат аниқланди. Бунинг учун бутун плёнкадан ўн учта 20×20 мм ли плёнкалар кесиб олиниб, калибрланган дозалар (0; 0.25; 0.5;... 3 Грей) билан нурлантирилди. Бу плёнкалар асосида, калибровка эгри чизиғи чизилди ва аппроксимация тенгламаси ҳисобланди. Бу тенглама нурланаётган плёнкаларнинг қорайиш матрицаси қийматларини ютилган доза қийматларига айлантириш учун ишлатилди. Бўйлама ва кўндаланг доза тақсимотида ютилган дозанинг 80% даражасидан 20% даражасигача тушиши мос равишда 9.2±0.3 мм чуқурликда ва 9.0±0.3 мм кенгликда содир бўлди.

Калит сўзлар: Брэгг чўққиси, протон терапия, ўсма, радиохром плёнка, доза тақсимоти, дозанинг кўндаланг ва бўйлама қиялиги.

©Академия наук Республики Узбекистан, Ташкент, 2021 г.