

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИМАЛЬНОГО КОЛИЧЕСТВА ПРОЕКЦИЙ ПРИ РЕАЛИЗАЦИИ МЕТОДА МНОГОУГЛОВОГО СКАНИРОВАНИЯ ПУЧКА ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ

© 2023 г. А. А. Булавская^{a,*}, Е. А. Бушмина^{a,**}, А. А. Григорьева^a,
А. С. Ермакова^a, И. А. Милойчикова^{a,b}, С. Г. Стучебров^a

^aНациональный исследовательский Томский политехнический университет
Россия, 634050, Томск, просп. Ленина, 30

^bНИИ онкологии Томского национального исследовательского медицинского центра РАН
Россия, 634009, Томск, пер. Кооперативный, 5

*e-mail: bulavskaya@tpu.ru

**e-mail: eab60@tpu.ru

Поступила в редакцию 13.12.2022 г.

После доработки 11.01.2023 г.

Принята к публикации 16.01.2023 г.

Разработан метод многоугольного сканирования для измерения распределения интенсивности пучка в поперечном сечении. Данный метод основан на реконструкции профилей пучка, полученных под разными углами в плоскости, перпендикулярной оси пучка. Для эффективной реализации метода многоугольного сканирования необходимо найти оптимальное количество проекций, т.е. такое количество проекций, при котором результат измерения остается достоверным при минимальном времени измерения. В результате численного эксперимента была разработана методика поиска оптимального количества проекций и было показано, что без учета ошибок, вызванных работой узлов экспериментальной установки, оптимальное число проекций равно 10. Для устранения этой погрешности было проведено многоугольное сканирование рентгеновского пучка и были реконструированы распределения его интенсивности в поперечном сечении при разном количестве проекций. С помощью разработанной методики было определено оптимальное количество проекций для данной экспериментальной установки, которое составило 18.

DOI: 10.31857/S0032816223030187, EDN: CVSVFW

ВВЕДЕНИЕ

В научных исследованиях и для решения различных прикладных задач применяются установки, генерирующие ионизирующее излучение [1–3]. Важной задачей при работе с такими установками является контроль пространственных характеристик пучков. Распределение интенсивности излучения в поперечном сечении пучка – одна из таких характеристик.

В областях неразрушающего контроля и лучевой терапии, а также при стерилизации медицинских инструментов применяются широкоапертурные пучки. Это пучки, размеры которых составляют единицы миллиметров и более. Измерить распределение интенсивности излучения в поперечном сечении широкоапертурных пучков позволяют пленочные детекторы, флуоресцентные экраны [4–10], матричные детекторы, состоящие из набора ионизационных камер [11–14] или полупроводниковых детекторов [14, 15].

Методы регистрации поперечного распределения интенсивности пучков должны обеспечивать измерения с высоким пространственным разрешением за относительно малое время. При этом в процессе измерения детектирующая установка не должна оказывать значительного воздействия на пучок. Описанные выше детектирующие методы не отвечают всем этим требованиям [5, 16–22].

В работах [23, 24] был предложен метод многоугольного сканирования пучка, который основан на применении метода обратного преобразования Радона для реконструкции данных, полученных путем сканирования пучка под разными углами с фиксированным углом смещения. Такой подход к диагностике пучков позволит решить описанные выше проблемы. Однако, для эффективной реализации метода многоугольного сканирования пучка необходима методика определения оптимального количества проекций, которая

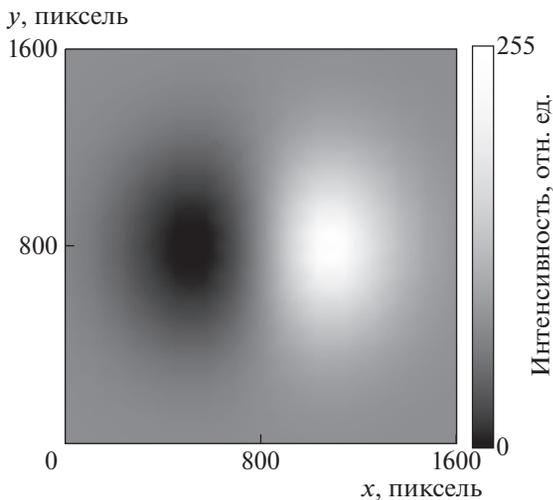


Рис. 1. Двумерное изображение, полученное на основе графика функции (1).

позволит за минимальное время измерения получить качественный результат. Таким образом, целью данного исследования стала разработка методики определения оптимального количества проекций.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Тестовое распределение

Для разработки методики определения оптимального количества проекций была проведена серия численных экспериментов на основе тестового распределения. Выбранное распределение характерно для интенсивности излучения в поперечном сечении пучка и описывается следующей формулой:

$$f(x, y) = x e^{-(x^2 + y^2)}. \quad (1)$$

Распределение (1) было представлено в графическом виде таким образом, чтобы максимуму функции $f(x, y)$ соответствовал белый цвет, а минимуму – черный. Каждый пиксель полученного изображения несет один байт информации, т.е. позволяет передавать 256 оттенков серого. На рис. 1 представлено изображение тестового распределения.

На следующем этапе были получены проекции данного распределения под разными углами. Для этого тестовое изображение (рис. 1) было представлено в виде матрицы значений, которая умножалась на поворотную матрицу. Так как угол смещения должен быть не менее 180° , было получено 180 матриц, каждая из которых повернута под углом φ относительно оси OX исходного распределения (рис. 1) с шагом 1° . Далее были найдены проекции каждой матрицы на ось OX' . На

рис. 2 для примера представлен внешний вид некоторых проекций.

Полученные проекции в дальнейшем будут использоваться для восстановления исходного изображения при разном количестве проекций.

Критерии качества восстановленного изображения

Для оценки качества реконструированных изображений использовались среднеквадратичное отклонение [25–27] и евклидово расстояние [28–30].

Среднеквадратичное отклонение является общепринятым критерием сравнения изображений при решении различных задач томографическими методами [25–27]. Среднеквадратичное отклонение исследуемой функции от эталонной рассчитывается по следующей формуле:

$$\sigma^2 = \frac{1}{s_0} \iint_{\Omega} (f'(x, y) - f(x, y))^2 dx dy, \quad (2)$$

где $f'(x, y)$ – исследуемая функция интенсивности, $f(x, y)$ – эталонная функция интенсивности, s_0 – площадь исследуемой области.

Так как измерение пучка методом многоугольного сканирования имеет конечное количество значений, которые несут информацию об интенсивности излучения в каждой точке (x_i, y_j) , формулу (2) необходимо представить в дискретном виде (3):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{AB} \sum_{i,j} (f'(x_i, y_j) - f(x_i, y_j))^2}, \quad (3)$$

где A и B – горизонтальный и вертикальный размеры изображений в пикселях; $f'(x_i, y_j)$ – значение интенсивности в точке (x_i, y_j) восстановленного изображения; $f(x_i, y_j)$ – значение интенсивности в точке (x_i, y_j) эталонного изображения.

Исходное распределение в данном случае будет являться эталонным изображением. Среднеквадратичное отклонение здесь будет показывать отличие восстановленного изображения от эталонного, т.е. будет равно 0, если изображения абсолютно одинаковые, и 1, если изображения абсолютно разные.

Евклидово расстояние является общепринятым критерием для сравнения двух любых изображений и количественно показывает их различие. Для его расчетов изображение представляют в виде гистограммы, имеющей вид графика статистического распределения цифрового изображения с разной яркостью. На горизонтальной оси отображается яркость, а на вертикальной – относительное число пикселей с соответствующим значением яркости. Гистограммы представляют

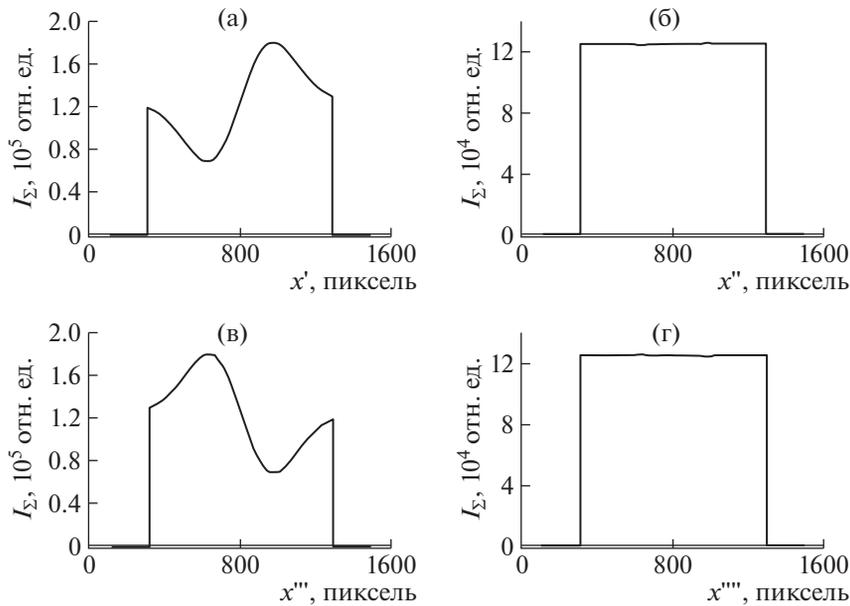


Рис. 2. Проекция распределения, полученные под углами: а – $\varphi = 0^\circ$; б – $\varphi = 90^\circ$; в – $\varphi = 180^\circ$; г – $\varphi = 270^\circ$.

ся в виде вектора. Евклидово расстояние вычисляется по формуле:

$$\delta = \sqrt{\sum_k (m_k - e_k)^2}, \quad (4)$$

где m_k – количество пикселей с яркостью k первого изображения; e_k – количество пикселей с яркостью k второго изображения.

Евклидово расстояние при абсолютном совпадении изображений равно 0, при абсолютном несовпадении – корню из общего числа пикселей изображения. В дальнейшем в работе для сопоставления результатов δ будет нормироваться на 1.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Методика определения оптимального количества проекций для реализации метода многоугольного сканирования

Оптимальное количество проекций ($n_{\text{опт}}$) при реализации метода многоугольного сканирования пучка позволит получить качественный результат измерения за минимальное время. Математически это определение можно описать следующим образом: $n_{\text{опт}}$ – это точка, в которой скорость возрастания функции совпадения эталонного и восстановленного изображений от n равна скорости возрастания функции времени от n . Чтобы определить $n_{\text{опт}}$, найдем производную разности функции совпадения изображений $f(n)$ и функции времени $t(n)$. Такой подход к поиску оптимального значения некоторой величины предложен в работе [31].

Таким образом, необходимо определить, какой функцией можно достоверно описать зависимость совпадения результатов от количества проекций. Для этого необходимо построить зависимость среднеквадратичного отклонения (3) и евклидова расстояния (4) от количества проекций. С помощью обратного преобразования Радона были реконструированы изображения тестового распределения (рис. 1) при разном количестве проекций. На рис. 3 представлены исходное и некоторые восстановленные изображения.

Для каждого изображения (рис. 3) были получены численные матрицы значений интенсивностей, с помощью которых по формулам (3) и (4) были рассчитаны критерии качества восстановленных изображений. На рис. 4 представлены графики зависимостей σ и δ от количества проекций.

Полученные зависимости достоверно аппроксимируются ($R^2 = 0.85$ и $R^2 = 0.88$) степенной функцией, которую можно описать выражением:

$$\Delta(n) = bn^c, \quad (5)$$

где Δ – критерий качества реконструированных изображений.

Среднеквадратичное отклонение и евклидово расстояние описывают различие между двумя изображениями, а для поиска оптимального количества проекций необходима функция, описывающая совпадение изображений. Для поиска критерия совпадения двух изображений используется формула:

$$f(n) = 1 - \Delta(n) = 1 - bn^c. \quad (6)$$

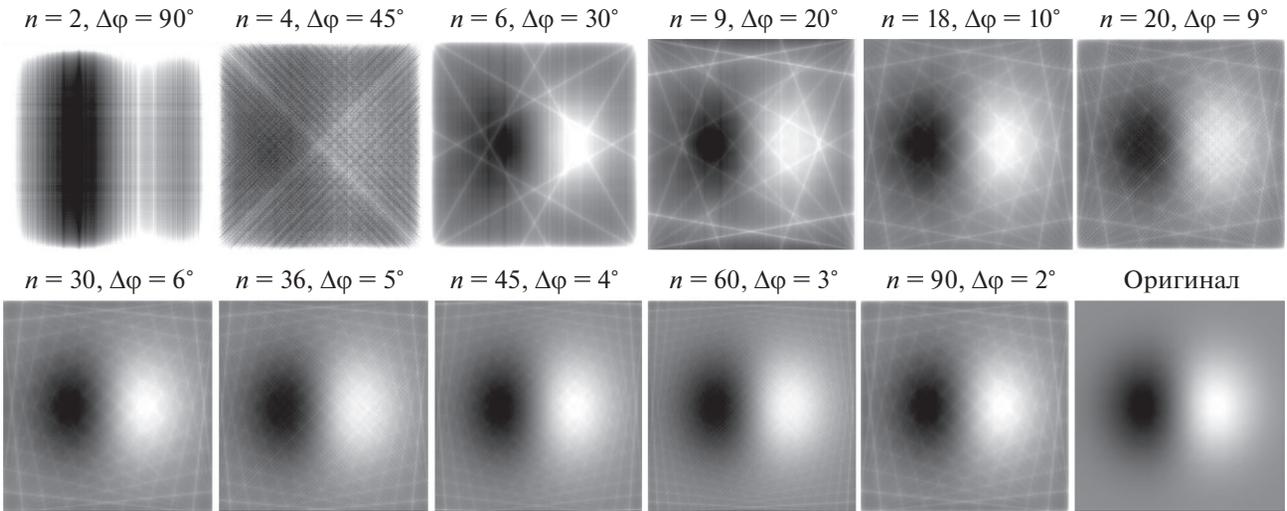


Рис. 3. Исходное изображение и внешний вид восстановленных изображений, полученных при разном количестве проекций n с угловым шагом $\Delta\varphi$.

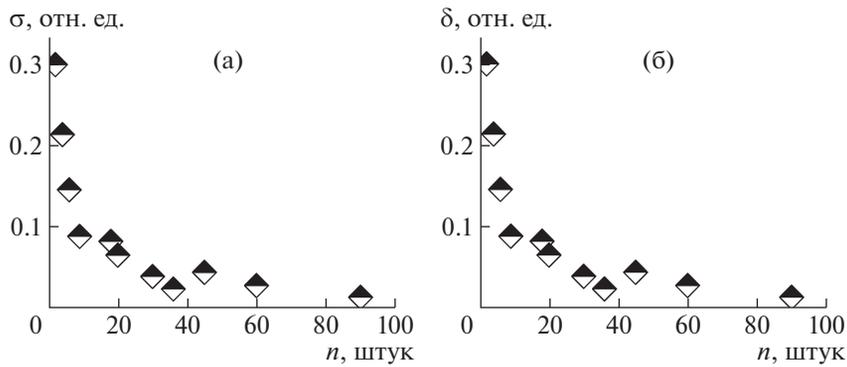


Рис. 4. Графики зависимости критериев качества реконструированных изображений от количества проекций: **а** – среднеквадратичного отклонения, **б** – евклидова расстояния.

В методе многоугольного сканирования время, затраченное на изменение, пропорционально количеству проекций, поэтому его можно представить в виде линейной зависимости

$$t(n) = an + d. \tag{7}$$

Выражение для оптимального количества проекций было получено в соответствии с описанным выше подходом к поиску $n_{\text{опт}}$ [31]:

$$\begin{aligned} f(n) - t(n) &= 1 - bn^c - an - d; \\ (f(n) - t(n))' &= -bcn^{c-1} - a; \\ -bcn^{c-1} - a &= 0; \end{aligned}$$

откуда

$$n_{\text{опт}} = c^{-1} \sqrt[c]{-\frac{a}{bc}}. \tag{8}$$

На рис. 5 графически представлен подход к поиску $n_{\text{опт}}$. Функции $f(n)$ и $t(n)$ нормированы на 1.

С помощью предложенной методики было найдено оптимальное количество проекций для тестового распределения (рис. 1), которое составило 10. Однако полученное значение не учитывает погрешность работы узлов экспериментальной установки, поэтому в дальнейшем при применении метода многоугольного сканирования для каждой установки необходимо экспериментально определять оптимальное количество проекций, которое всегда будет больше 10.

Применение методики определения оптимального количества проекций для реализации метода многоугольного сканирования на конкретной экспериментальной установке

Для апробации предложенной методики был проведен эксперимент на установке, сканирую-

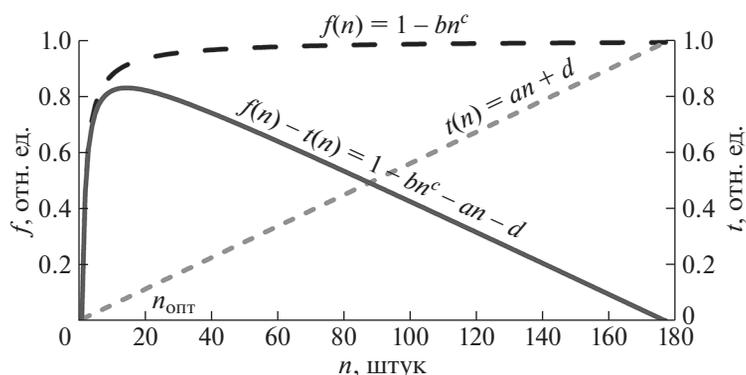


Рис. 5. К пояснению вывода формулы (8) для поиска оптимального количества проекций $n_{\text{опт}}$.

щее устройство которой выполнено в виде тонкой сцинтилляционной полоски BC-408 с размерами $2 \times 6 \times 150$ мм фирмы Saint-Gobain [32]. Из рабочего объема детектора сцинтилляционные фотоны передавались в устройство на основе кремниевого фотоэлектронного умножителя (ФЭУ) MicroSB/FB фирмы SensL [33]. Рабочая область кремниевого ФЭУ в устройстве составляла 6×6 мм. Для передачи фотонов из сцинтилляционного детектора в кремниевый ФЭУ был использован оптоволоконный кабель из полиметилметакрилата (ПММА пластик) [34] с диаметром сечения 6 мм фирмы Shenzhen Amer Lighting Technology Co. [35]. Сигнал с ФЭУ поступал на спектрометрическое устройство СУ-05 [36] фирмы НЦП “Аспект”, оснащенное импульсным спектрометрическим усилителем УИС-04 [37] и амплитудно-цифровым преобразователем БПА-04 [38]. Сигнал после усиления и аппаратной обработки передавался на персональный компьютер.

При помощи специально написанной программы “MeCroS” полученные данные записывались в файл [39]. Запись уровня сигнала осуществлялась синхронно с информацией о положении и ориентации детектирующей полоски. Программа также позволяла управлять системой позиционирования детектора.

В качестве эталонных изображений в данной работе использовались результаты, полученные с помощью пленочных дозиметров Gafchromic EBТ3 [40]. Пленочные дозиметры сканировались с помощью устройства Epson Perfection V750 Pro [41] и обрабатывались в программном пакете MATLAB [42].

С помощью данной экспериментальной установки было проведено многоугловое сканирование пучка. В качестве источника излучения использовался рентгеновский аппарат РАП-160-5 [43]. Анодный ток импульсного рентгеновского пучка составлял 1 мА, анодное напряжение — 130 кВ. Характерный поперечный размер пучка равен 20 мм. Измерение проводилось с угловым шагом 4° , т.е.

количество проекций равно 45. Полный шаг сканирования составил 180° .

На основе полученных в эксперименте данных были реконструированы распределения интенсивности излучения в поперечном сечении пучка при разном количестве проекций (рис. 6).

Были найдены значения среднеквадратичного отклонения (3) и евклидова расстояния (4) для результатов, представленных на рис. 6. Построены аппроксимационные кривые с достоверностью аппроксимации $R^2 = 0.96$ и $R^2 = 0.92$ соответственно. По формуле (8) было рассчитано оптимальное количество проекций для данной экспериментальной установки, которое составило 18, что соответствует угловому шагу 10° .

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе разработана методика поиска оптимального количества проекций для эффективной реализации метода многоугольного сканирования пучка. Разработка методики проводилась на основе экспериментов с тестовым распределением, характерным для распределений интенсивности излучения в поперечном сечении пучка. Показано, что без учета погрешностей узлов экспериментальной установки оптимальное количество проекций равно 10. Таким образом, при реализации метода многоугольного сканирования пучка количество проекций должно быть не менее 10.

Определено оптимальное количество проекций для конкретного экспериментального стенда на основе проведенных измерений на рентгеновском пучке. Было получено, что оптимальное количество проекций для данной экспериментальной установки равно 18, при этом угловой шаг должен составлять 10° .

Методика поиска оптимального количества проекций должна использоваться при разработке каждой конкретной экспериментальной установ-

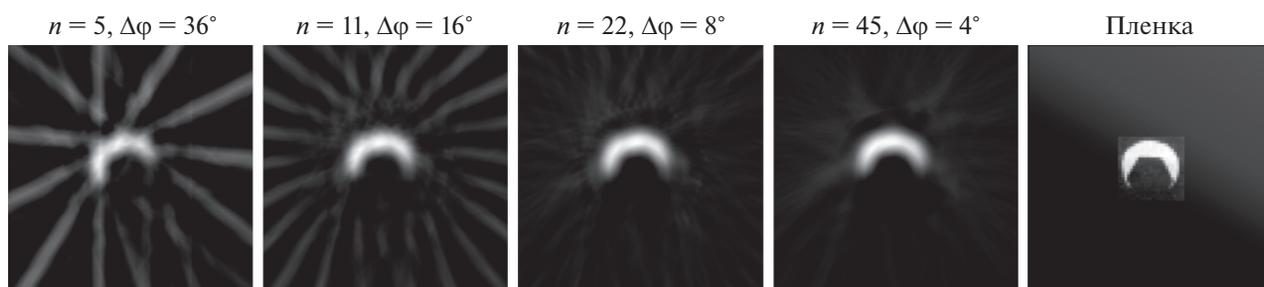


Рис. 6. Результаты эксперимента, полученные методом многоуглового сканирования при разных количествах проекций и с помощью дозиметрических пленок.

ки, реализующей метод многоуглового сканирования пучка.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта Российского научного фонда (проект № 21-79-00252).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Wolski A.* Beam dynamics in high energy particle accelerators. Singapore: World Scientific Publishing, 2014.
2. *Patterson H.W.* Accelerator health physics. Amsterdam: Elsevier, 2012.
3. *Hamm R.W., Hamm M.E.* Industrial accelerators and their applications. Singapore: World Scientific Publishing, 2012.
4. *Okabe S., Tabata T., Tsumori K.* // Japanese Journal of Applied Physics. 1966. Т. 5. № 1. С. 68. <https://doi.org/10.1143/JJAP.5.68>
5. *Michail C., Valais I., Seferis I., Kalyvas N., David S., Fountos G., Kandarakis I.* // Radiation Measurements. 2014. Т. 70. С. 59. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.09.008>
6. *Ronda C.R.* Luminescence: from theory to applications. New Jersey: John Wiley & Sons, 2007.
7. *Ozawa L.* // Journal of The Electrochemical Society. 1979. Т. 126. № 1. С. 106. <https://doi.org/10.1149/1.2128962>
8. *Johnson C.D.* // Preprint № CERN-PS-90-42-AR. 1990.
9. *Borca V.C., Pasquino M., Russo G., Grosso P., Cante D., Sciacero P., Girelli G., La Porta M.R., Tofani S.* // Journal of applied clinical medical physics. 2013. Т. 14. № 2. С. 158. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i2.4111>
10. *Zhu X.R., Yoo S., Jursinic P.A., Grimm D.F., Lopez F., Rownd J.J., Gillin M.T.* // Medical physics. 2003. Т. 30. № 5. С. 912. <https://doi.org/10.1118/1.1568979>
11. *Amerio S., Boriano A., Bourhaleb F., Cirio R., Donetti M., Fidanzio A., Garelli E., Giordanengo S., Madon E., Marchetto F., Nastasi U., Peroni C., Piermattei A., Sanz Freire C.J., Sardo A., Trevisiol E.* // Medical physics. 2004. Т. 31. № 2. С. 414. <https://doi.org/10.1118/1.1639992>
12. *Spezi E., Angelini A.L., Romani F., Ferri A.* // Physics in Medicine & Biology. 2005. Т. 50. № 14. С. 3361. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/14/012>
13. <https://www.elsesolutions.com/wp-content/uploads/2015/07/StarTrack.pdf>
14. <https://www.iba-dosimetry.com/product/matrixx-universal-detector-array/>
15. *Létourneau D., Gulam M., Yan D., Oldham M., Wong J.W.* // Radiotherapy and Oncology. 2004. Т. 70. № 2. С. 199. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2003.10.014>
16. *Bal C., Bravin E., Lefevre T., Scrivens R., Taborelli M.* // Proc. of DIPAC 2005. Lyon, France. CERN, 2005. № CERN-AB-2005-067.
17. *Duggal A.R., Srivastava A.M.* US Paten 6566808. 2003.
18. *Cheymol B.* Th. Docteur d'Université dans la spécialité de Physique des Particules. Université Blaise Pascal-Clermont-Ferrand II, 2011.
19. *Boogert S.T., Blair G.A., Boorman G., Bosco A., Deacon L.C., Karataev P., Aryshev A., Fukuda M., Terunuma N., Urakawa J., Corner L., Delerue N., Foster B., Howell D., Newman M., et al.* // Physical Review Special Topics-Accelerators and Beams. 2010. Т. 13. № 12. С. 122801. <https://doi.org/10.1103/PhysRevSTAB.13.122801>
20. *Pozimski J., Gibson S.M.* // Proc. of the 2nd International Beam Instrumentation Conference IBIC2013. UK, Oxford, 2013. С. 503.
21. *Nazhmudinov R.M., Kubankin A.S., Kishin I.A., Zhukova P.N., Nasonova V.A., Karataev P.V., Vukolov A.V., Potylitsyn A.P.* // Journal of Instrumentation. 2018. Т. 13. № 12. С. P12012. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/13/12/P12012>
22. *Trad G.* Thesis ... Doctor from the University of Grenoble. Speciality: Subatomic Physics and Astroparticles. U. Grenoble Alpes, 2013.
23. *Stuchebrov S.G., Cherepennikov Y.M., Krasnykh A.A., Miloichikova I.A., Vukolov A.V.* // Journal of Instrumentation. 2018. Т. 13. № 05. С. C05020. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/13/05/C05020>

24. *Bulavskaya A.A., Cherepennikov Y.M., Chakhlov S.V., Grigorieva A.A., Miloichikova I.A., Vukolov A.V., Stuchebrov S.G.* // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering: IOP Publishing. 2021. Т. 1019. № 1. С. 012043.
<https://doi.org/10.1088/1757-899X/1019/1/012043>
25. *Казначеева А.О.* Современные виды томографии: учебное пособие. СПб.: СПбГУ ИТМО. 2006.
26. *Wang Z., Bovik A.C., Sheikh H.R., Simoncelli E.P.* // IEEE transactions on image processing. 2004. Т. 13. № 4. С. 600.
27. *Shi H., Luo S., Yang Z., Wu G.* // PLoS one. 2015. Т. 10. № 9. С. e0138498.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138498>
28. *Chen C.C., Chu H.T.* // 29th Annual International Computer Software and Applications Conference (COMPSAC'05). IEEE, 2005. Т. 2. С. 41.
<https://doi.org/10.1109/COMPSAC.2005.140>
29. *Wang L., Zhang Y., Feng J.* // IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence. 2005. Т. 27. № 8. С. 1334.
<https://doi.org/10.1109/TPAMI.2005.165>
30. *Maurer C.R., Qi R., Raghavan V.* // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 2003. Т. 25. № 2. С. 265.
<https://doi.org/10.1109/TPAMI.2003.1177156>
31. *Двилис Э.С.* Дис. ... докт. физ.-мат. наук. Томск: Томский политехнический университет, 2013.
32. <https://www.crystals.saint-gobain.com/products/bc-408-bc-412-bc-416>
33. <https://www.onsemi.com/products/sensors/photodetectors-sipm-spad/silicon-photomultipliers-sipm/j-series%20sipm>
34. ГОСТ 33366.1-2015 (ISO 1043-1:2011) Пластмассы. Условные обозначения и сокращения. Часть 1. Основные полимеры и их специальные характеристики. М.: Стандартинформ, 2016.
35. <https://www.eworldtrade.com/c/amerlighting/>
36. <https://old.aspect-dubna.ru/new/page.php%3Fpage=431.html>
37. <https://old.aspect-dubna.ru/new/page.php%3Fpage=309.html>
38. <https://old.aspect-dubna.ru/new/page.php%3Fpage=492.html>
39. *Красных А.А., Черепенников Ю.М., Милойчикова И.А., Стучебров С.Г.* Свидетельство о государственной регистрации программ для ЭВМ № 2019610265 РФ // Оpubл. 09.01.19.
40. http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf
41. <https://www.epson.ru/catalog/scanners/epson-perfection-v750-pro/>
42. <https://uk.mathworks.com/products/matlab.html>
43. https://ncontrol.ru/catalog/rentgenovskiy_kontrol/rentgenovskie_apparaty/rentgenovskiy_apparat_rap_160_5