

## Алгоритм подавления ортотропных артефактов регистрации изображений в рентгеновском и терагерцовом диапазонах<sup>1</sup>

Е.Е. Берловская\*, А.В. Бузмаков\*\*, А.С. Ингачева\*\*\*,\*\*\*\*, А.М. Макуренок\*,  
Д.П. Николаев\*\*\*,†, И.А. Ожередов\*, М.В. Чукалина\*\*,\*\*\*, А.П. Шкуринов\*,§

\* Московский государственный университет имени М.В.Ломоносова, физический факультет;  
Международный учебно-научный лазерный центр МГУ имени М.В.Ломоносова, Москва Россия

\*\* ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН, Москва, Россия

\*\*\* Институт проблем передачи информации, Российская академия наук, Москва, Россия

\*\*\*\* ООО Смарт Энджинс Сервис, Москва, Россия

† Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет),  
Долгопрудный, Россия

§ Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН – филиал ФНИЦ  
“Кристаллография и фотоника” РАН, Московская обл., Россия

Поступила в редколлегию 11.06.2019

**Аннотация**—В работе описан новый алгоритм, основанный на методе ведомой фильтрации, подавляющий ортотропные полосовые артефакты, характерные для чувствительных матриц оптических детекторов. Показана применимость алгоритма для изображений в терагерцовом и рентгеновском диапазонах. В терагерцовом диапазоне иллюстрируется его работа на изображениях человеческих лиц, полученных с камеры ИК – ТГц диапазона NEC IR/V-T0831C. Наличие ортотропных артефактов в этом случае препятствует цифровой стабилизации изображения и накоплению сигнала при наблюдении подвижных объектов. Применение алгоритма к рентгеновским томографическим проекциям, измеренным на микрографе ТОМАС (КИФ), позволило подавить кольцевые артефакты на изображениях сагитальных сечений восстановленного объема биорезорбируемого пористого полилактидного матрикса. Наличие кольцевых артефактов искажало оценку изотропности изучаемой структуры матрикса.

**КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:** геометрический шум, полосовые артефакты, динамическая калибровка, кольцевые артефакты, терагерцовая диагностика, рентгеновская томография

Изображения, получаемые со светочувствительных матриц или от позиционно-чувствительных детекторов, могут быть искажены так называемым геометрическим шумом. Этот вид искажений связан с несовпадением аппаратной функции у разных пикселей. Проблема геометрического шума ранее подробно исследовалась в связи с качеством тепловизионных изображений [1]. Целью коррекции геометрического шума является получение от каждого пикселя детектора сигнала одного и того же уровня при условии их равномерной освещенности. В настоящее время применяют разнообразные алгоритмы коррекции неравномерности чувствительности. В простейшем случае речь идет о классической задаче калибровки, и методы различаются, в основном, математическими моделями аппаратной функции. К сожалению, геометрический шум нестабилен, и статическая калибровка через некоторое время перестает полностью компенсировать искажение. Поэтому предлагаются методы т.н. слепой динамической калибровки, применимые на этапе регистрации полезного сигнала [2–5]. Эти методы в большинстве случаев разработаны для изображениях инфракрасного (ИК) диапазона, вопрос же подавления

<sup>1</sup> Работа выполнена при частичной финансовой поддержке грантов РФФИ №18-29-26028, №17-29-02487, томографические измерения выполнены при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН

геометрического шума для терагерцовых и рентгеновских диапазонов, где структура и шума, и сигнала может быть другой, изучен слабо.

При этом вопрос вполне актуален. Так, при реализации дистанционных методов объективной (психофизиологической) диагностики психоэмоционального состояния (ПЭС) человека в терагерцовом диапазоне [6] низкое соотношение сигнал-шум препятствует увеличению чувствительности метода. В процитированной работе изменения локальной яркости, связанные с активностью лицевых мышц, участвующих в выражении эмоций, измеряются дистанционно с помощью камеры ИК/ТГц диапазона NEC IR/V-T0831C. Разрабатываемый метод должен позволять бесконтактно регистрировать набор стереотипных поведенческих реакций (паттернов) активности лицевых мышц и, таким образом, распознавать связанные с этими паттернами эмоции. Поскольку ПЭС человека относительно медленно меняется со временем, а камера обеспечивает кадровую частоту до 30 Гц, очевидным способом повышения чувствительности является межкадровое усреднение. Это влечет необходимость оптической стабилизации изображения, поскольку исследование ПЭС не предполагает обязательной фиксации человека в неподвижном состоянии. Однако выяснилось, что зарегистрированные изображения искажены специфическими ортотропными артефактами, неподвижными (хоть и медленно меняющимися амплитуду) в системе координат изображения. Эти артефакты затрудняют оценивания оптического потока полезного изображения, особенно при медленных движениях.

Проблема подавления вертикальных полос на изображении стоит и в задаче рентгеновской томографии (РТ). РТ – это метод, который позволяет восстанавливать внутреннюю морфологическую структуру объекта без его физического разрушения. Объект просвечивается рентгеновским излучением под несколькими углами и его теневые проекции, называемые абсорбционными, регистрируются позиционно-чувствительным детектором. Степень ослабления рентгеновского излучения материалом объекта описывается линейным коэффициентом ослабления. Задача РТ – восстановить пространственное распределение данного коэффициента по набору измеренных под разными углами проекций. Плохая взаимная калибровка ячеек позиционно-чувствительных детекторов, используемых для регистрации томографических проекций [7], приводит к появлению вертикальных полос на синограммах. Синограмма, используемая для реконструкции сагитального сечения объема, это изображение, строки которого представляют собой показания линейного детектора. Число строк синограммы равно числу проекционных углов. Наличие вертикальных полос на синограмме приводит к появлению концентрических окружностей на восстановленном сечении, известных в томографии под названием кольцевых артефактов. Помимо того, что наличие кольцевых артефактов усложняет визуальное восприятие результата реконструкции, оно делает неэффективной автоматическую пост-обработку результатов реконструкции.

Статья организована следующим образом. В разделе 1 приведено описание разработанного алгоритма подавления ортотропных артефактов регистрации изображений в терагерцовом и рентгеновском диапазонах. Результаты применения алгоритма к изображениям человеческого лица, полученным с камеры ИК/ТГц диапазона NEC IR/V-T0831C, обсуждаются в разделе 2. Далее в разделе 3 сформулирована проблема появления кольцевых артефактов на восстановленных томографическим методом изображениях вследствие наличия ортотропных артефактов на синограммах и обсуждаются результаты повышения качества томографической реконструкции после применения алгоритма их подавления к исходным синограммам.

## 1. ОПИСАНИЕ АЛГОРИТМА

Базовый алгоритм предназначен для удаления артефактов, выровненных по одной из осей (вертикальных или горизонтальных “полос”). В случае подавления полосового геометрического шума на матрицах обычно требуется два прохода базового алгоритма (это так для рассмат-

риваемых терагерцовых изображений), в случае изображений, сформированных “линейкой” детекторов, как правило – только один (это верно при улучшении качества томографических синограмм). Алгоритм основан на методе ведомой фильтрации [8]. Ведомый фильтр основан на оконном применении взвешенного усреднения значений ведомого изображения. При этом веса вычисляются с помощью другого, ведущего изображения. Влияние пикселя из окружения фильтруемого будет тем больше, чем ближе их значения на ведущем изображении. Таким образом, любые низкочастотные искажения ведущего изображения практически не влияют на результат фильтрации. В нашем случае ведомым изображением является входной кадр, а ведущее изображение строится из исходного так, чтобы локальные контрасты после преобразования оказались не искажены артефактами. Такое изображение строится в модели плавно меняющегося по одной из осей коэффициента усиления детекторов, причём эти изменения считаются не скоррелированными по другой оси.

Реализация двухпроходного алгоритма подавления ортотропных артефактов регистрации изображения на языке Python с использованием библиотеки OpenCV приведена на листинге 1.

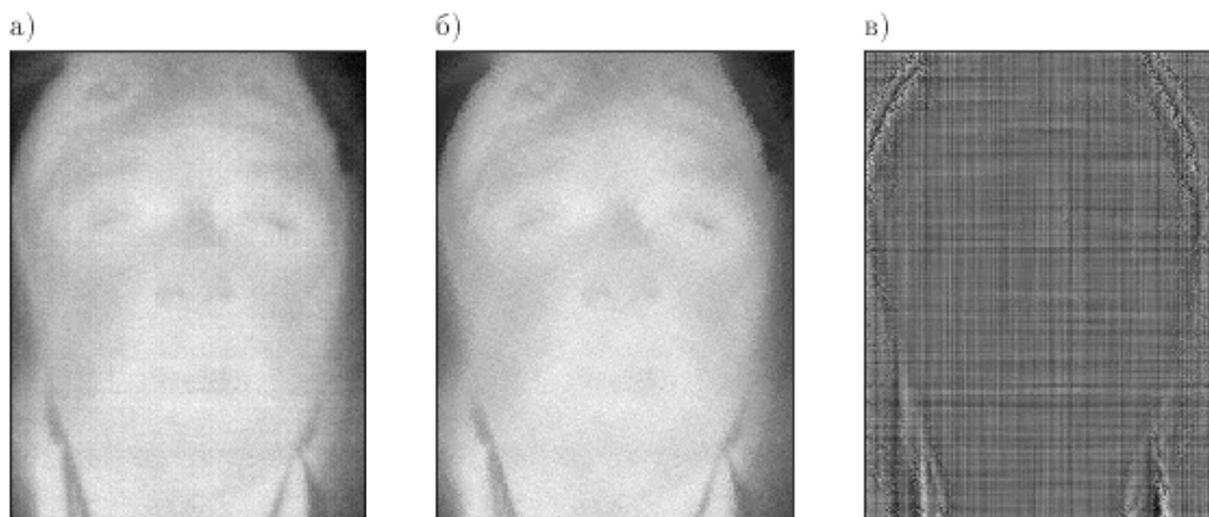
```

1 def RemoveStrips(im, filtSize, inversionEpsilon):
2     imd = cv2.filter2D(im, -1, np.array([[ -1], [ 1], [ 0]]), borderType=cv2.BORDER_REFLECT)
3     imdf = cv2.filter2D(imd, -1, np.ones((1,51)) / 50.0, borderType=cv2.BORDER_REFLECT)
4     ims = np.cumsum(imdf, axis=0)
5     img = (im - ims) / inversionEpsilon
6     return ImGuidedFilter(im, img, filtSize, inversionEpsilon)
7
8 def FilterImage(imi, filtSize, inversionEpsilon):
9     im0 = np.log(imi.astype(np.float64))
10    im1 = RemoveStrips(im0, filtSize, inversionEpsilon)
11    im2 = RemoveStrips(im1.T, filtSize, inversionEpsilon).T
12    return im2

```

**Алгоритм 1.** Алгоритм удаления вертикальных и горизонтальных полос на матричных детекторах.

Основной функцией алгоритма является *FilterImage*, на вход которой подается входной кадр *imi*, *filtSize* – размер окна ведомого фильтра (к значениям пикселей входного изображения добавляется маленькая константа, чтобы избежать логарифмирования нуля). Функция формирует выходное изображение *im2* с подавленными ортотропными артефактами. В основной функции вычисляется логарифм *im0* входного изображения, затем последовательно вызывается функция *RemoveStrips*: сначала – к *im0* для удаления вертикальных полос, а затем – к транспонированному результату предыдущего шага для удаления горизонтальных. В функции *RemoveStrips* происходит вычисление ведомого изображения и применению ведомой фильтрации. Вычисление ведомого изображения происходит по следующей схеме: для входного изображения *im* вычисляется горизонтальная производная *imd*, ее значения фильтруются фильтром низких частот (функция *cv2.filter2D*). В результате фильтрации получается оценка разности логарифмов коэффициентов усиления в соседних столбцах (изображение *imdf*). Затем вычисляется их кумулятивная сумма *ims*, которая даёт оценку логарифмов коэффициентов усиления, слабо обусловленную в низких частотах. Наконец, вычитанием этого изображения из входного получается искомое ведущее изображение *img*, которое вместе с входным изображением поступает на вход функции ведомой фильтрации *ImGuidedFilter*.



**Рис. 1.** а – исходное ИК/ТГц изображение; б – результат применения разработанного алгоритма; в – разностное изображение между исходным и отфильтрованным изображениями.

## 2. РЕЗУЛЬТАТЫ ПРИМЕНЕНИЯ АЛГОРИТМА К ИЗОБРАЖЕНИЯМ, ПОЛУЧЕННЫМ С КАМЕРЫ ИК – ТГц ДИАПАЗОНА

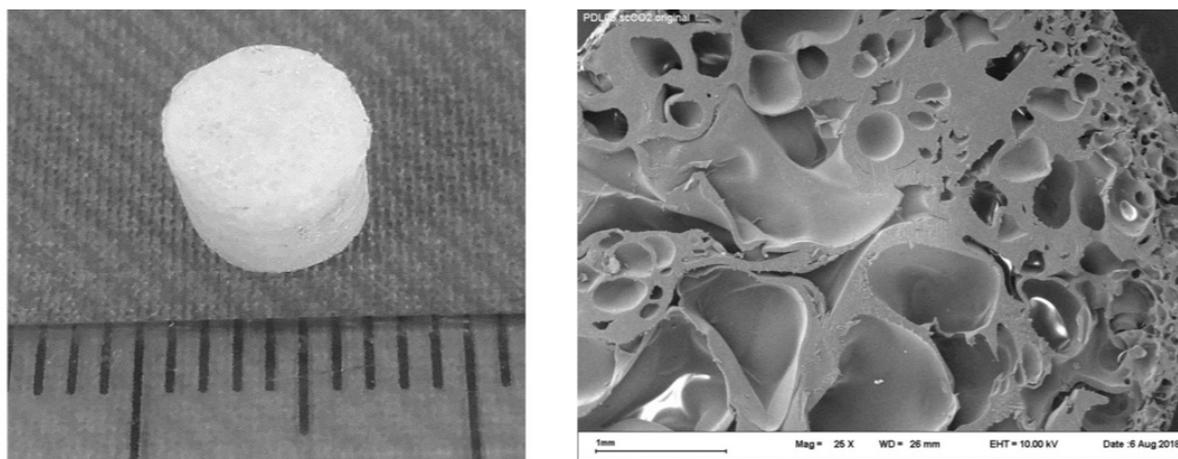
Пример изображения, полученного на аппаратно-диагностическом комплексе, включающем ИК/ТГц детектор NEC IR/V-T0831C, показан на рис. 1 а). На данном изображении видны четкие горизонтальные и вертикальные полосы искажения яркости.

В целях минимизации обнаруженного явления был разработан алгоритм, описанный в предыдущем разделе. Результат применения разработанного алгоритма к зарегистрированному изображению показан на рис.1 б). На изображении рис.1 в) представлено разностное изображение между входным и отфильтрованным зарегистрированным сигналом, по которому видно, что разработанный алгоритм полностью подавляет ортотропные артефакты, не нарушая при этом морфологической структуры изображения.

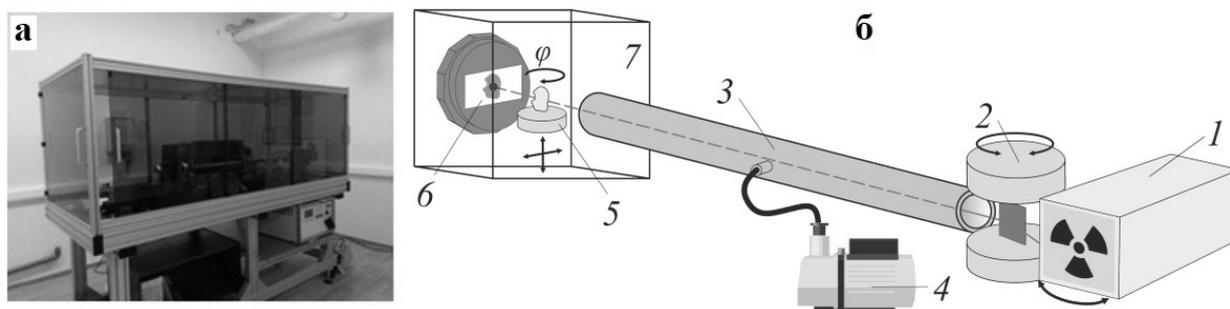
## 3. ПОЯВЛЕНИЕ КОЛЬЦЕВЫХ АРТЕФАКТОВ

Биорезорбируемые (постепенно растворяющиеся в организме) полимеры считаются сегодня перспективными материалами, они активно внедряются и используются в технологиях современной регенеративной медицины. С их помощью решаются задачи восстановления утраченных тканей или органов путем создания искусственных или гибридных тканеинженерных конструкций (ТИК). Пористые полимерные структуры выступают здесь в роли ключевых элементов, являясь биodeградируемыми трехмерными матриксами для трансплантации клеток, обеспечивая их жизнедеятельность в период формирования новой ткани требуемого типа [13, 14].

При создании таких полимерных матриксов необходимо добиться наличия у них определенных биологических и физико-химических характеристик, а именно низкой цитотоксичности, высокой биосовместимости и механической прочности, а также оптимальной скорости их биodeградации (или биорезорбции) с образованием нетоксичных компонентов. Также известно, что принципиально важным требованием, предъявляемым к матриксами для ТИК, является наличие у них системы взаимосвязанных пор, обеспечивающей беспрепятственное прорастание живых клеток вглубь матрикса, доставку к ним необходимых питательных веществ и свободное удаление продуктов их жизнедеятельности [9, 15].



**Рис. 2.** Фотография (слева, деление шкалы – 1 мм) и СЭМ изображение сечения пористого матрикса из PDL05.

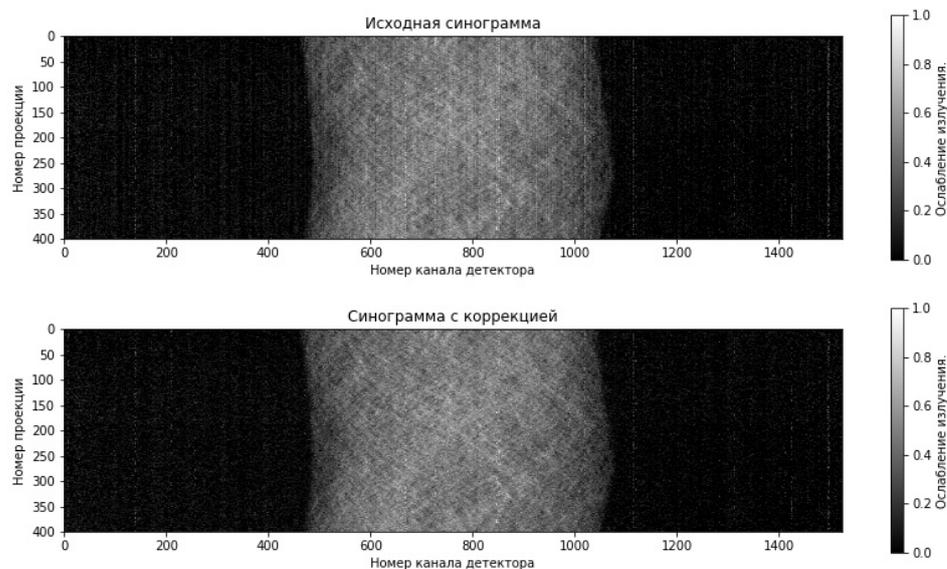


**Рис. 3.** а – фотография рентгеновского микротомографа; б – блок-схема микротомографа. 1 – рентгеновская трубка; 2 – кристалл-монокроматор; 3 – вакуумный объем; 4 – форвакуумный насос; 5 – координатный стол с гониометрическим устройством для крепления образца; 6 – рентгеновский детектор XIMEA xiRAY11; 7 – биозащита. Расстояния: монокроматор-образец – 1.2 м; образец-детектор – 0.03 м.

Цель томографического измерения – изучение внутренней структуры пористого полилактидного матрикса неразрушающим методом рентгеновской микротомографии (РМТ), включая пространственный расчет его пористости и анализ распределения пор по размерам на основе результата томографической реконструкции. Знание этих характеристик играет определяющую роль как в оптимизации параметров технологических процессов изготовления биорезорбируемых матриксов требуемой для конкретных биомедицинских применений архитектуры, так и в прогнозировании процессов их биорезорбции в живом организме.

Методом рентгеновской микротомографии исследован образец пористого матрикса из D,L-полилактида марки Purasorb PDL05. Для реконструкции использовалось оригинальное программное обеспечение, реализованное на языке Python 3.6. [11, 12].

Измерения проводились на лабораторном микротомографе разработанном и функционирующем в Институте кристаллографии им. А.В. Шубникова ФНИЦ “Кристаллография и фотоника” РАН, подробно описанном в работе [10]. Принципиальная схема измерения представлена на рис.3. В качестве источника использовалась стандартная рентгеновская трубка с молибденовым анодом. Значения ускоряющего напряжения и тока составляли 40 кВ и 20 мА соответственно. Энергия зондирующего излучения 17,5 кэВ (использовался монокроматор – кристалл пирографита). В каждом эксперименте измерялось 400 проекций в угловом диапазоне



**Рис. 4.** Синограмма: сверху – без коррекции, внизу – с коррекцией.

200 градусов с шагом 0.5 градуса. Размер пикселя детектора составлял 9x9 мкм, общее время сканирования – 120 минут. Измерения проводились в параллельной схеме сканирования, реконструкция выполнялась алгебраическим методом.

На рисунке 4 представлены синограммы – измеренные коэффициенты пропускания объема при разных углах его поворота.

На рисунке 5 представлена томографическая реконструкция одного слоя исследуемого объекта. Видно, что реконструкция, выполненная по скорретированным данным, лишена кольцевых артефактов, возникающих вокруг центра изображения.

#### 4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе предложен новый алгоритм подавления ортотропных артефактов регистрации изображений в терагерцовом и рентгеновском диапазонах.

Получаемые в терагерцовом диапазоне изображения используются для определения ПЭС человека. Однако эти изображения сильно искажены ортотропными артефактами. Показано, что разработанный алгоритм позволяет подавить геометрический шум, не нарушая при этом морфологическую структуру изображения. Таким образом, разработанный алгоритм может применяться для динамической калибровки аппаратно-вычислительной системы регистрации сигнала в терагерцовом диапазоне.

В рентгеновском диапазоне артефакты в виде вертикальных полос возникают при организации исходных данных в виде т.н. синограмм. Это объясняется тем, что функция чувствительности детектора меняется от одной ячейки детектора к другой, но не меняется по угловому шагу. Полосатость синограммы ведет к кольцевым артефактам на восстановленном изображении. Показано, что предварительная обработка синограммы до применения алгоритма реконструкции позволяет подавить кольцевые артефакты.

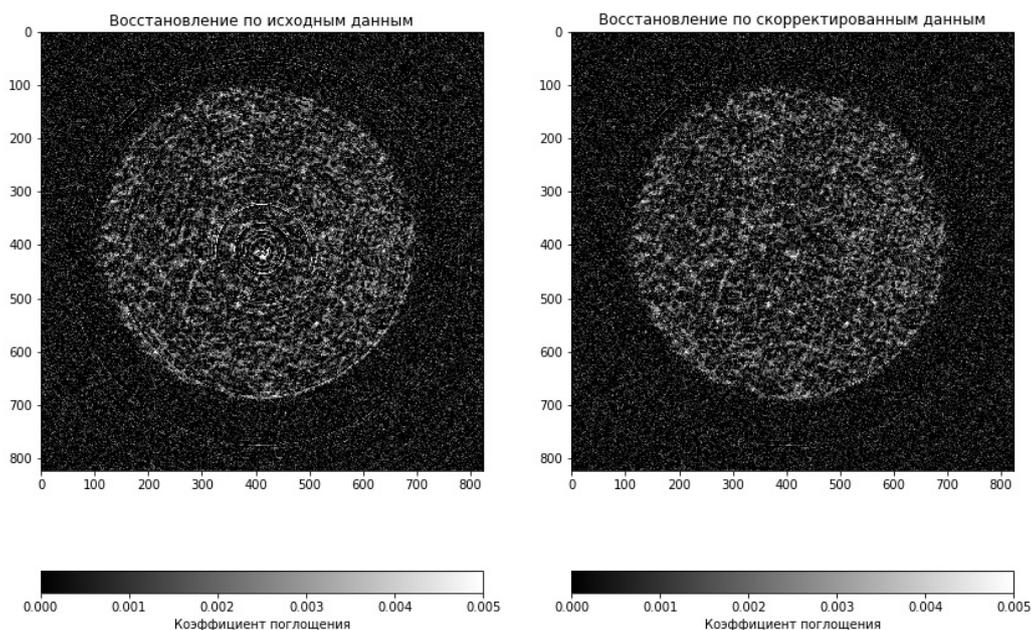


Рис. 5. Томографическая реконструкция: слева – без коррекции, справа – с коррекцией

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Toczek, T., Hamdi, F., Heyrman, B., Dubois, J., Miteran, J. and Ginhac, D. Scene-based non-uniformity correction: from algorithm to implementation on a smart camera. *Journal of Systems Architecture*, Vol. 59(10), p. 833-846, 2013.
2. Д.Г.Лебедев, К.Т.Льонг. Фильтрация остаточного геометрического и аппаратного шумов сканирующей матрицы ИК-диапазона с микросканированием. *Информационные процессы*, Том 7, по. 3, 2007, с. 369-385, 2007.
3. Солина Н.И. Выравнивание чувствительности и исправления метрического шума в тепловизионных изображениях методом двухточечной коррекции. *Информационные технологии моделирования и управления: Междунар. сб. науч. тр. – Под ред. д.т.н., проф. О.Я. Кравца*. Вып. 15, Воронеж: Изд-во “Научная книга”, 2004.
4. Борзов С.М., Козик В.И., Потатуркин О.И. Коррекция тепловизионных изображений на основе статистической обработки реальных данных. *Известия высших учебных заведений. Приборостроение*, 52(6), 2009.
5. Брондз Д.С., Харитоновна Е.Н. Коррекция геометрического шума МФПУ с помощью аппроксимации методом наименьших квадратов передаточных характеристик матрицы полиномом Т-го порядка. *Журнал радиоэлектроники*, по. 11, р.2-2. 2008.
6. Е.Е.Берловская, О.П.Черкасова, И.А.Ожередов, Т.В.Адамович, Е.С.Исайчев, С.А.Исайчев, А.М.Макуренок, А.Н.Вараксин, С.Б.Гатиллов, Н.И.Куренок, А.М.Черноризов, А.П.Шкуринов. Новый подход к терагерцевой диагностике психоэмоционального состояния человека. *Квантовая электроника*, Том 49, по. 1, 2019.

7. Kozhevnikov, D. and Solyanskiy P. Equalization of Medipix family detector energy thresholds using X-ray tube spectrum high energy cut-off. *Journal of Instrumentation*, Vol. 14(01), T01006, 2019
8. Kaiming He, Jian Sun. Fast guided filter *arXiv preprint arXiv:1505.00996*, 2015
9. Karageorgiou V., Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis *Biomaterials*. 2005. Vol. 26, No. 27, p. 5474 – 5491.
10. А. В. Бuzмаков, В. Е. Асадчиков, Д. А. Золотов и др. Лабораторные микротомографы: конструкция и алгоритмы обработки данных. *Кристаллография*. 2018. Том 63. № 6. С.1007–1011.
11. Chukalina M.V., Buzmakov A.V., Senin R.A. et al. Optophysical measurements: X-ray microtomography using a laboratory source: measurement technique and comparison of reconstruction algorithms. *Measurement techniques*, 2008, Vol.51, no. 2, p. 136–145.
12. A.V. Buzmakov, V. E. Asadchikov, D. A. Zolotov et al. Laboratory X-ray Microtomography: Ways of Processing Experimental Data. *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics*, 2019, Vol. 83, no. 2, p. 146–149.
13. Majid Mohammad Sadeghi, Emin Faruk Kececi, Kerem Bilsel M.D., Ayse Aralasmak M.D., Finding glenoid surface on scapula in 3D medical images for shoulder joint implant operation planning: 3D OCR. *Proc. SPIE 10341, Ninth International Conference on Machine Vision (ICMV 2016)*, 103411W (17 March 2017).
14. В.И. Севастьянов. Технологии тканевой инженерии и регенеративной медицины *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2014. Том XVI. № 3. С.93-108.
15. Е.Н. Антонов, Т.Б. Бухарова, А.Г. Дунаев и др. Новые "старые" полилактиды для тканеинженерных конструкций. *Перспективные материалы*. 2017. № 2. С.14-25.

## Suppression algorithm for the orthotropic artifacts in images registered in X-ray and terahertz band

**Berlovskaya E.E., Buzmakov A.V., Ingacheva A.S., Makurenkov A.M., Nikolaev D.P., Ozheredov I.A., Chukalina M.V., Shkurinov A.P.**

**Abstract**—The paper describes a new algorithm based on the Guided Filtering, that suppress orthotropic stripe artifacts typical of sensitive optical detector arrays. Suitability of the algorithm for X-ray and THz images is demonstrated. In THz range execution of algorithm on images of human faces obtained from the IR - THz camera NEC IR/V-T0831C is considered. The presence of orthotropic artifacts, in this case, prevents digital image stabilization and signal accumulation when observing moving objects. The application of the algorithm to X-ray tomographic projections, collected on a TOMAS CT laboratory set-up (CIF), made it possible to suppress ring artifacts on images of sagittal sections of the reconstructed volume of a bioresorbable porous polylactide matrix. The presence of ring artifacts distorted the assessment of the isotropy of the matrix structure under study.

**KEYWORDS:** fixed pattern noise, strip artifacts, dynamic calibration, ring artifacts, terahertz diagnostics, computed tomography