

# Разработка алгоритма коррекции искажений центрального проецирования на рентгеновских изображениях

Н.С.Демин<sup>а</sup>, Н.Ю. Ильясова<sup>а,б</sup>, А.В. Устинов<sup>б</sup>

<sup>а</sup> Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева, 443086, Московское шоссе, 34, Самара, Россия

<sup>б</sup> Институт систем обработки изображений РАН – филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, 443001, ул. Молодогвардейская, 151, Самара, Россия

## Аннотация

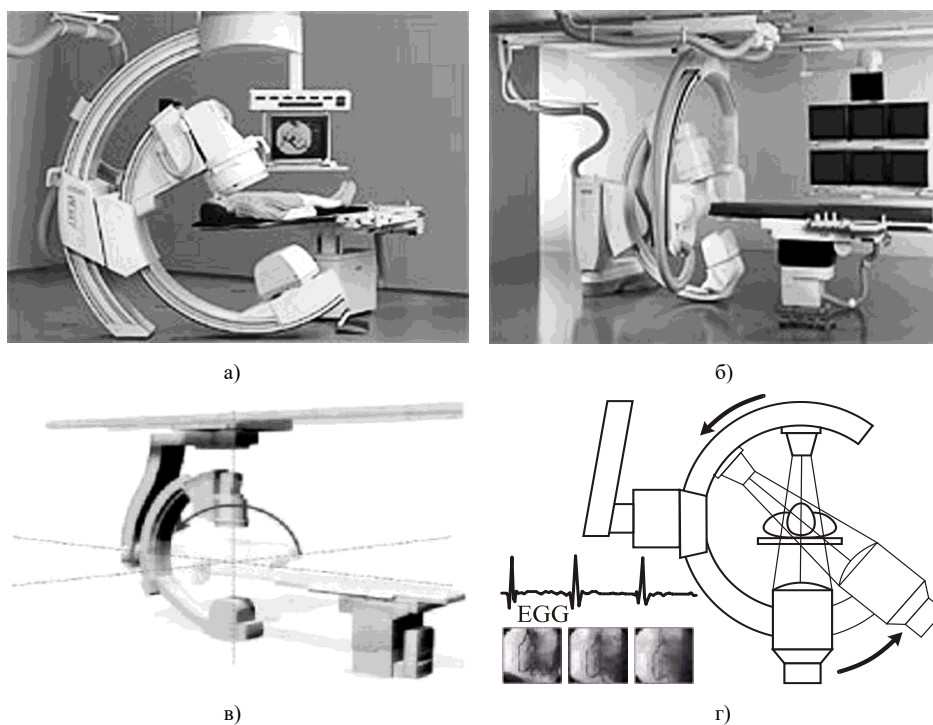
В данной работе предложен алгоритм, позволяющий скорректировать искажения в рентгеновских изображениях, возникающие при центральном проецировании. Представлены соотношения между координатами точек изображения при параллельном и центральном проецировании. Описаны 2 метода корректировки, которые позволяют приблизить исходное изображение к изображению с параллельным проецированием. Это позволяет существенно упростить построение пространственной модели сосудов сердца и повысить точность оценивания диагностических параметров, что приводит к повышению точности ранней диагностики заболеваний человека.

**Ключевые слова:** рентгеновские изображения; коррекция искажений; центральное проецирование

## 1. Введение

Рентгенология – широко распространенная и развивающаяся область медицины в диагностировании различных заболеваний. Так, рентгеновская ангиография используется для диагностирования заболеваний сосудов в кардиологии [1]. Обычно диагностирование проводится с помощью визуального наблюдения ангиограмм, однако точность зависит от ракурса проекций. Пространственная модель сосудов сердца служит для визуализации трехмерной геометрической и топологической информации, что позволяет увеличить точность постановки диагноза [2-6].

Исходными данными являются последовательности кадров в формате DICOM [7,8]. На процесс получения проекций накладывается ряд ограничений технического характера, которые вносят различные искажения в полученные изображения. Различные примеры методов коррекций искажений представлены в работах Cheolpyo Hong (Characteristics of geometric distortion correction with increasing field-of-view in open-configuration MRI) [9], Pedro Lima Cardoso (The clinical relevance of distortion correction in presurgical fMRI) [10] и J. Moravec [13]. Процесс съемки производится на специализированном оборудовании, как правило, это операционный рентгеновский аппарат типа C-ARM [11]. Примеры такого оборудования представлены на рисунке 1.



**Рис. 1.** Спецоборудование в коронарографии: а) AXIOM Multista, б) AXIOM Artis BC, в) поворот на первичный угол, г) поворот на вторичный угол.

Установка состоит из источника рентгеновского излучения и приемника, соединенных между собой дугообразным держателем, нежёстко закрепленным на подвижной опоре. Такая конструкция обеспечивает две степени свободы камеры в пространстве. Помимо того, сама камера может перемещаться относительно держателя в продольном

направлении, обеспечивая масштабирование изображения. Пространственное положение камеры характеризуется парой углов: первичным углом поворота камеры и вторичным углом (рис. 1в). Первичный угол (будем обозначать  $\alpha$ ) обеспечивается поворотом держателя камеры вместе с опорой относительно балки крепления. Вторичный угол поворота  $\beta$  (аналог географической широты) обеспечивается скольжением дугообразного держателя по направляющей опоры (рис. 1г), при этом камера и источник излучения движутся по дуге окружности. Съемка производится расходящимся пучком рентгеновского излучения, угол расхождения пучка определяется техническими характеристиками сканирующего устройства и, как правило, имеет значение 10-12°. Вследствие этого результирующее изображение наблюдается в центральной проекции. Восстановление модели исходного объекта по таким проекциям невозможно без дополнительной информации о взаимном расположении камеры и пациента в момент регистрации снимка, которой мы не располагаем. В то же время, для восстановления исходного объекта по параллельным проекциям не требуется привлечения дополнительной информации [7,8]. Предполагаем, что эффекты, проявляющиеся на изображении от центрального проецирования, можно отчасти скомпенсировать, сделав изображение таким, как если бы оно было получено параллельным проецированием.

Коррекция искажений центрального проецирования позволяет существенно упростить построение пространственной модели сосудов [12] и повысить точность оценивания их геометрических признаков [5], что приводит к повышению точности ранней диагностики заболеваний человека.

## 2. Математическая модель

Из-за того, что показатель преломления для рентгеновского излучения для всех веществ очень близок к единице, невозможно изготовить коллиматор, который бы преобразовывал расходящийся пучок от источника, близкого к точечному в параллельный пучок. Это приводит к искажению изображения объекта, даже если он является плоским. При прямом падении лучей (первичный и вторичный углы равны нулю) искажение сводится к изменению масштаба – изображение остается подобным изображению, получающемуся при параллельном проецировании. При наклонном падении появляется дополнительное искажение – масштаб становится различным в пределах изображения, что приводит к нарушению подобия (изменение пропорций объекта в случае наклонного падения имеет место и при параллельном проецировании). Нами представлен алгоритм компенсации влияния центрального проецирования (расходящихся лучей). Заранее отметим, что полная компенсация возможна только для плоского объекта, так как в противном случае имеет место принципиальная невозможность указать точные значения некоторых параметров. Тем не менее, получаемая компенсация достаточна для того, что процесс трёхмерной трассировки, описанный в работах [7, 12], был более точен.

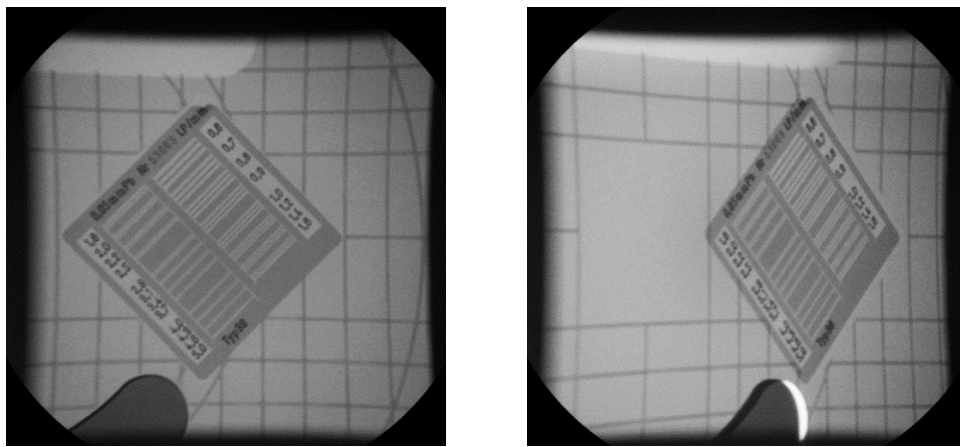


Рис. 2. Эффект расходящегося пучка. Слева – прямое падение ( $\alpha=\beta=0$ ), справа – наклонное ( $\alpha=45^\circ$ ,  $\beta=0$ ). На втором кадре в левой части изображения клетки больше, чем в правой.

Чтобы компенсировать влияние центрального проецирования, нам необходимо получить соотношение координат точки изображения при параллельном и центральном проецировании. Для этого необходимо вычислить мировые и плоские координаты точки проекции. Пусть точка  $S$  – источник света и дано расстояние от него до плоскости приемника  $OS = H$ . Направление на источник света определяется  $OS = \vec{n}H$ . Точка  $A = (x_0; y_0; h)$  – пересечение плоскости проецирования с прямой, имеющей направляющий вектор  $SA$ , где  $h$  – расстояние от плоскости изображения при нулевых углах до объекта. Находим проекцию точки  $A = (x; y; z)$ . Плоские координаты точки:  $u = OA\vec{i} = xu_x + uy_y + zu_z, v = OA\vec{j} = xv_x + yv_y + zv_z$ , где  $\vec{i}, \vec{j}$  – базисные вектора плоской системы координат. Если плоскость задана уравнением:  $Ax + By + Cz + D = 0$ , а прямая задана формулами:  $x = x_0 + lt; y = y_0 + mt; z = z_0 + nt$ , то если подставить значение  $t$ , найденное из уравнения:  $(Al + Bm + Cn)t + Ax_0 + By_0 + Cz_0 + D = 0$ , получим координаты точки  $A$ . Для нашего случая:

$$D = 0; (A; B; C) = (n_x; n_y; n_z); (x_0; y_0; z_0) = (x_0; y_0; h); (l; m; n) = AS = \vec{n}H - (x_0; y_0; h) = (Hn_x - x_0; Hn_y - y_0; Hn_z - z_0).$$

При параллельном проецировании  $(l; m; n) = \vec{n} = (A; B; C)$ . С учётом этих значений получим координаты точек проекции:

$$\begin{aligned} x &= \frac{x_0(B^2 + C^2) - y_0AB - hAC}{1 - (Ax_0 + By_0 + Ch) / H}, \\ y &= \frac{-x_0AB + y_0(A^2 + C^2) - hBC}{1 - (Ax_0 + By_0 + Ch) / H}, \\ z &= \frac{-x_0AC - y_0BC + h(A^2 + B^2)}{1 - (Ax_0 + By_0 + Ch) / H}. \end{aligned} \quad (1)$$

В числителе получаем координаты точки проекции при параллельном проецировании, а в знаменателе  $L = Ax_0 + By_0 + Ch$  есть расстояние со знаком от точки А до плоскости проецирования.

С учётом формул плоских координат точки получаем:

$$\begin{aligned} u &= u_{par} / (1 - L / H), \\ v &= v_{par} / (1 - L / H). \end{aligned}$$

В некоторых случаях значение  $H$  можно извлечь из заголовка DICOM-файла, иначе его можно оценить с помощью изображения мира, специального эталонного изображения (сетка на рис. 2). В пункте 3 описан алгоритм, разработанный для определения оценки  $H$ . Что касается значения  $h$ , то в случае неплоского объекта его нельзя найти принципиально, так как для этого нужно произвести восстановление трёхмерного объекта. Для приближённого решения задачи коррекции можно предложить три способа:

- 1) Если протяжённость объекта в направлении оси  $Oz$  мала по сравнению с  $H$  и он находится близко к приёмнику излучения, то положим  $h=0$ .
- 2) Если протяжённость объекта мала, но нельзя считать его расположенным близко к приёмнику, то считаем, что  $h$  равно некоторому среднему значению, например, размеру сердца.
- 3) Считая, что искажения не настолько велики, чтобы нарушить процесс трёхмерной трассировки, проведем построение 3D-дерева, игнорируя влияние центрального проецирования. Затем используем в качестве  $h$  значение  $z$ -координаты соответствующей секции дерева. После коррекции построение 3D-дерева повторяется. Однако этот вариант увеличивает объем вычислений.

### 3. Определение расстояния от источника до приёмника с использованием мира

Для определения расстояния от источника до приёмника с использованием мира предварительно рассмотрим вспомогательный случай. Пусть имеется прямое (если пренебречь влиянием центрального проецирования) падение лучей и задача считается плоской – источник, объект и начало координат лежат в одной плоскости, перпендикулярной плоскости приёмника. Расстояние от точечного источника до плоскости приёмника (до начала координат)  $H$ , расстояние от точечного объекта до плоскости приёмника  $h$ . Тогда имеет место следующее соотношение:  $x_c = (H/H - h)x_p$ , связывающее координаты изображения объекта на плоскости приёмника при параллельном проецировании и центральном проецировании.

Теперь рассмотрим наш случай. Задача по-прежнему считается плоской – источник, и неточечный объект, проходящий через начало координат лежат в одной плоскости, перпендикулярной плоскости приёмника. Пусть объект является отрезком длиной  $2a$ , лежащим горизонтально в упомянутой плоскости с центром в начале координат, то есть  $h=0$  для центра отрезка. Левую точку назовём первой, правую – второй. Лучи падают наклонно под углом  $\phi$  к вертикали, отсчитываемом по часовой стрелке. Расстояние от точечного источника до начала координат  $H$ . При такой схеме наблюдений точка центра отрезка-объекта сохраняет свою нулевую координату на отрезке-изображении, но она уже не будет центром отрезка-изображения. При параллельном проецировании изображение осталось бы симметричным: если брать длину (а не координату со знаком), то  $x_{p1} = x_{p2} = a \cos \phi$ .

Из-за того, что отрезок не лежит в плоскости приёмника, для его концевых точек  $h \neq 0$ . По модулю для первой и второй точки эта величина одинакова и равна  $|h_1| = h_2 = a \sin \phi$ .

Но для первой (левой) точки она берётся со знаком минус. Имеем для абсолютных величин окончательный ответ:

$$\begin{aligned} x_{c1} &= \frac{H}{H + a \sin \phi} a \cos \phi; \\ x_{c2} &= \frac{H}{H - a \sin \phi} a \cos \phi. \end{aligned} \quad (2)$$

Отсюда следует, что если нам известен угол  $\phi$  и измеренные на изображении длины отрезков, которые на объекте равны, то мы можем вычислить расстояние  $H$  и длину отрезка на объекте  $a$  по формулам:

$$a = \frac{2x_{c1}x_{c2}}{(x_{c1} + x_{c2}) \cos \phi};$$

$$H = \frac{2x_{c1}x_{c2}}{x_{c2} - x_{c1}} \operatorname{tg} \phi.$$
(3)

Реально используются изображения миры, содержащие много отрезков. Так как сетка миры на объекте прямоугольная, то желательно использовать изображения, снятые так, что один из углов ориентации камеры был равен нулю. Это даёт два преимущества: легко вычисляется угол  $\phi$  - он равен модулю второго не равного нулю угла и линии равного масштаба на изображении (они остаются прямыми) будут параллельны сторонам изображения. Если  $\beta=0$ , то это вертикальные линии, если  $\alpha=0$ , то горизонтальные. Для определённости рассмотрим случай  $\beta=0$ . При таком условии алгоритм будет следующий.

Шаг 1. Осуществляем поиск перекрестия сетки миры, ближайшее к центру изображения по горизонтали и вертикали.

Шаг 2. Осуществляем отступ на некоторое число клеток влево не обязательно по той же горизонтальной линии, что и центральное перекрестие. Разность горизонтальных координат центрального перекрестия и найденного есть величина  $x_{c1}$ .

Шаг 3. Осуществляем отступ на такое же число клеток вправо не обязательно по той же горизонтальной линии, что и центральное перекрестие. Разность горизонтальных координат найденного перекрестия и центрального есть величина  $x_{c2}$ .

Шаг 4. По второй формуле (3) вычисляем искомое расстояние  $H$ . Если оно отрицательно, то необходимо взять модуль – знак минус означает, что правый отрезок короче левого, что бывает при падении лучей слева от вертикали. При выводе формул (2) предполагалось падение лучей справа от вертикали.

#### 4. Коррекция искажений центрального проецирования с циклом по исходному изображению

Первый способ коррекции центрального проецирования заключается в том, что точкам исходного изображения ставится в соответствие их образ на скорректированном.

Если  $x_0, y_0$  найдены, то коррекция производится по формулам:

$$u_{par} = u \left( 1 - \frac{Ax_0 + By_0 + Ch}{H} \right)$$

$$v_{par} = v \left( 1 - \frac{Ax_0 + By_0 + Ch}{H} \right)$$

Решение системы уравнений для поиска значений  $x_0, y_0$  следующее:

$$x_0 = \frac{a_4(u + b_1h) - a_2(v + b_2h)}{a_1a_4 - a_2a_3}$$

$$y_0 = \frac{a_1(v + b_2h) - a_3(u + b_1h)}{a_1a_4 - a_2a_3}$$
(4)

Зная выражения для векторов через первичный и вторичный углы

$$\vec{n} = (-\sin \beta; \sin \alpha \cos \beta; \cos \alpha \cos \beta)$$

$$\vec{u} = (\cos \beta; \sin \alpha \sin \beta; \cos \alpha \sin \beta)$$

$$\vec{v} = (0; \cos \alpha; -\sin \alpha)$$

получим явные выражения для коэффициентов  $a_1, a_2, a_3, a_4, b_1, b_2$ :

$$a_1 = -(u/H) \sin \beta + \cos \beta,$$

$$a_2 = (u/H) \sin \alpha \cos \beta + \sin \alpha \sin \beta,$$

$$a_3 = -(v/H) \sin \beta,$$

$$a_4 = (v/H) \sin \alpha \cos \beta + \cos \alpha,$$

$$b_1 = -(u/H) \cos \alpha \cos \beta - \cos \alpha \sin \beta,$$

$$b_2 = -(u/H) \cos \alpha \cos \beta + \sin \alpha.$$
(5)

Однако если мы хотим сформировать корректное изображение, то использовать этот метод нежелательно, так как из-за наличия дискретизации часть точек выходного изображения в области, где нужно растяжение, не будет иметь

прообраза, и будет наличие точек без прообраза. На рис. 3 присутствует сетка из точек без прообраза, что в общем случае нас не устраивает.

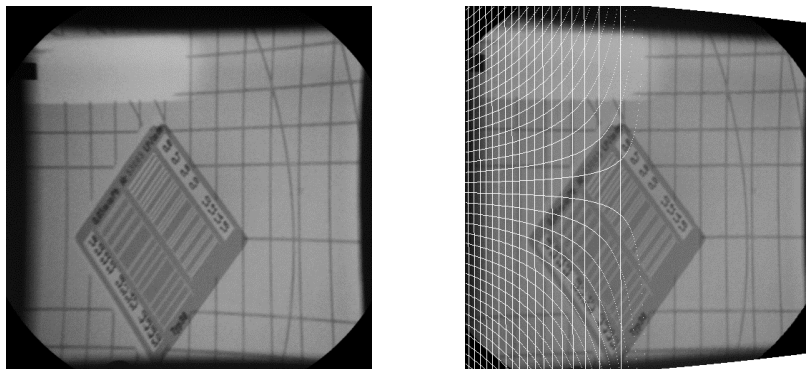


Рис. 3. Коррекция с циклом по исходному изображению. Слева исходное изображение, справа полученное в ходе коррекции. Белая сетка – точки без прообраза.

### 5. Коррекция искажений центрального проецирования с циклом по скорректированному изображению

Для избежания пустых точек применим второй метод коррекции эффекта центрального проецирования. Для этого используется стандартный прием пространственных преобразований изображения (например, поворот или отражение в неплоском зеркале) – цикл выполняется по выходному изображению и ищется прообраз текущей точки на исходном изображении.

Если  $x_0, y_0$  найдены, то точка прообраза имеет координаты:

$$u = u_{par} \left( 1 - \frac{Ax_0 + By_0 + Ch}{H} \right),$$

$$v = v_{par} \left( 1 - \frac{Ax_0 + By_0 + Ch}{H} \right).$$

Координаты точек  $x_0, y_0$  вычисляются по формулам:

$$x_0 = \frac{a_4(u_{par} + b_1h) - a_2(v_{par} + b_2h)}{a_1a_4 - a_2a_3},$$

$$y_0 = \frac{a_1(v_{par} + b_2h) - a_3(u_{par} + b_1h)}{a_1a_4 - a_2a_3}.$$
(6)

Коэффициенты находятся как:  $a_1 = \cos \beta$ ;  $a_2 = \sin \alpha \sin \beta$ ;  $a_3 = 0$ ;  $a_4 = \cos \alpha$ ;  $b_1 = -\cos \alpha \sin \beta$ ;  $b_2 = \sin \alpha$ , где  $\alpha, \beta$  – первичный и вторичный угол поворота камеры, а  $h$  – расстояние от объекта до плоскости проекции.

С учётом этих коэффициентов, в частности, что  $a_3 = 0$ , мы получаем упрощённые формулы:

$$x_0 = \frac{a_4(u_{par} + b_1h) - a_2(v_{par} + b_2h)}{a_1a_4},$$

$$y_0 = \frac{v_{par} + b_2h}{a_4}.$$
(7)

На рисунке 4 видно, что отсутствует сетка из точек без прообраза, что является более точной коррекцией.

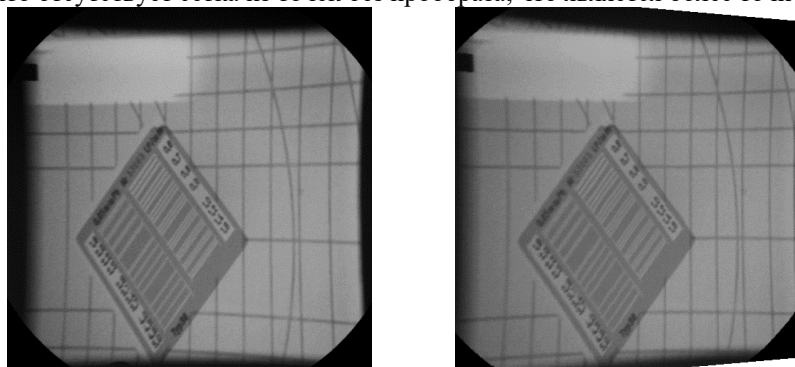


Рис. 4. Коррекция с циклом по скорректированному изображению. Слева исходное изображение, справа полученное в ходе коррекции.

## 6. Заключение

В данной работе представлен алгоритм, позволяющий корректировать искажения в рентгеновских изображениях, возникающие при центральном проецировании. Из-за того, что при трёхмерной визуализации моделей сосудов сердца восстановление исходного объекта по центральным проекциям невозможно без дополнительной информации о геометрии съёмки, которая в большинстве случаев отсутствует, процесс усложняется. Однако для восстановления по параллельным проекциям дополнительная информация не требуется. Представлены соотношения между координатами точек изображения при параллельном и центральном проецировании. Описаны 2 метода корректировки, которые позволяют приблизить исходное изображение к изображению с параллельным проецированием. Это позволяет существенно упростить построение пространственной модели сосудов сердца и повысить точность оценивания диагностических параметров, что приводит к повышению точности ранней диагностики заболеваний человека.

## Благодарности

Работа выполнена при частичной поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках реализации мероприятий Программы повышения конкурентоспособности СГАУ среди ведущих мировых научно-образовательных центров на 2013–2020 годы; грантов РФФИ № 14-07- 97040, № 15-29- 03823, № 15-29- 07077, № 16-57- 48006, № 16-41- 630761; 17-01-00972; программы № 6 фундаментальных исследований ОНИТ РАН «Биоинформатика, современные информационные технологии и математические методы в медицине» 2016 -2017 гг.

## Литература

- [1] Tushar Chandra, Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography/ Tushar Chandra, Bryan Pukenas, Suyash Mohan, Elias Melhem//Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America. –2012. –Vol. 20, Issue4. – P. 687-698.
- [2] Пьясова, N. Computer Systems for Geometrical Analysis of Blood Vessels Diagnostic Images // Optical Memory and Neural Networks (Information Optics). – 2014. – Vol.23, Issue 4. – P. 278-286.
- [3] Пьясова, N. Methods to evaluate the three-dimensional features of blood vessels // Optical Memory and Neural Networks (Information Optics). –2015. – T.24, №1. – P. 36-47.
- [4] Пьясова, N. Evaluation of Geometric Characteristics of the Spatial Structure of Vessels // Pattern Recognition and Image Analysis. –2015. –Vol. 25. – №4. – P. 621-625.
- [5] Ильясова, Н.Ю. Оценивание геометрических признаков пространственной структуры кровеносных сосудов // Компьютерная оптика. – 2014. – Т. 38, № 3. – С. 529-538.
- [6] Ильясова, Н.Ю. Методы цифрового анализа сосудистой системы человека. Обзор литературы // Компьютерная оптика. – 2013. – Т. 37, № 4. – С. 511-535.
- [7] Ильясова, Н. Ю. Информационные технологии анализа изображений в задачах медицинской диагностики / Н. Ю. Ильясова, А. В. Куприянов, А. Г. Храмов. –М.: Радио и связь, 2012. – 424 с.
- [8] Computer Image Processing, Part II: Methods and algorithms: Appendix A2. Biomedical Images Processing / edited by Victor A. Soifer // VDM Verlag . – 2009.
- [9] Cheolpyo Hong, Characteristics of geometric distortion correction with increasing field-of-view in open-configuration MRI/ Cheolpyo Hong, Dong-Hoon Lee, Bong Soo Han//Magnetic Resonance Imaging. –2014. – Vol. 32, Issue 6. – P 786-790.
- [10] Pedro Lima Cardoso, The clinical relevance of distortion correction in presurgical fMRI / Pedro Lima Cardoso, Barbara Dymerska, Beáta Bachratá, Florian Ph.S. Fischmeister, Nina Mahr, Eva Matt, Siegfried Trattinig, Roland Beisteiner, Simon Daniel Robinson//NeuroImage. –2016.
- [11] Cai Menga, New method for geometric calibration and distortion correction of conventional C-arm/ Cai Menga, Jun Zhang, Fugen Zhou, Tianmiao Wang// Computers in Biology and Medicine. –2014. – Vol. 52. – P 49-56.
- [12] Ильясова, Н.Ю. Компьютерная технология восстановления пространственной структуры коронарных сосудов по ангиографическим проекциям / Н.Ю. Ильясова, Н.Л. Казанский, А.О. Корепанов, А.В. Куприянов, А.В. Устинов, А.Г. Храмов // Компьютерная оптика. – 2009. – Т. 33, № 3. – С. 281-318.
- [13] Moravec, J. Automatic correction of barrel distorted images using a cascaded evolutionary estimator/ J. Moravec, M. Hub// Information Sciences. –2016. – Vol. 366. – P 70-98.