

*А.М. АХМЕТШИН*, д.ф.-м.н., проф. ДНУ, Днепропетровск,  
*А.А. СТЕПАНЕНКО*, к.т.н., ст. преп. ЗНТУ, Запорожье

## **ИНТЕРФЕРЕНЦИОННЫЙ МЕТОД АНАЛИЗА РАДИОЛОГИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ПРОСТРАНСТВЕ ПРИЗНАКОВ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ РАДОНА**

Рассмотрены информационные возможности нового метода качественного анализа слабоконтрастных радиологических медицинских изображений в комплексном пространстве изображений. Метод позволяет сегментировать визуально неопределенные потенциально информативные участки путем использования фазо-пространственных характеристик. Ил.: 3. Библиогр.: 8 назв.

**Ключевые слова:** слабоконтрастное изображение, комплексное пространство изображений, сегментировать, информативные участки, фазо-пространственные характеристики.

**Постановка проблемы.** Одна из актуальных проблем вычислительного интеллекта связана с задачами анализа слабоконтрастных изображений (медицина, дистанционное зондирование, геофизика, неразрушающий контроль). Суть проблемы заключается в том, чтобы сделать визуально неразличимые участки (детали) видимыми. Традиционные методы цифровой обработки изображений (эквализация гистограмм, градиентное отображение и т.д.) зачастую не приводят к успеху, если априори неизвестный объект интереса расположен на существенно неоднородном яркостном фоне. Одно из современных направлений, связанных с анализом слабоконтрастных изображений, базируется на проведении аналогий с наиболее чувствительными физическими методами оптических и радиофизических измерений (интерферометрия, голография, эллипсометрия) [1 – 3].

Основная проблема подобного направления – разработка адекватных физико–математических моделей анализируемых изображений, допускающих использование математического формализма методов физических когерентно–оптических измерений.

**Анализ литературы.** В литературе, посвященной анализу современных методов цифровой обработки изображений [4, 5], основное внимание уделяется методам повышения качества изображений с точки зрения их психофизиологического восприятия. В частности, в указанных книгах нет ни малейшего намека, например, на оптические голографические методы неразрушающего контроля [6], обеспечивающие обнаружение участков конструкций потенциально

подверженных критическим деформациям. Такая ситуация, по нашему мнению, обусловлена тем обстоятельством, что в голографической интерферометрии анализируется не само изображение тестируемой конструкции, а его интерферограмма, что, естественно, выдвигает особые требования к ее расшифровке (интерпретации).

В работах [7, 8] были рассмотрены информационные возможности виртуального цифрового интерференционного метода повышения визуального качества слабоконтрастных изображений. Идея метода базируется на возможности проведения формальной аналогии с методом фазоконтрастной оптической микроскопии при переходе в пространство комплексных яркостей. Подобный подход действительно повышает контрастность изображений, но не подходит для решения задач сегментации участков слабоконтрастных изображений с "размытыми" границами (потенциально патологические участки на медицинских радиологических изображениях).

**Цель статьи** – демонстрация информационных возможностей нового метода сегментации визуально неразличимых участков слабоконтрастных медицинских радиологических изображений на основе сочетания двух этапов: преобразование Радона исходного изображения и виртуального синтеза соответствующей ему интерферограммы с интерпретацией результатов по ее фазо–пространственной характеристике.

**Основная часть.** На рис. 1 представлено изображение томограммы головного мозга до и после введения рентгеноконтрастного вещества и соответствующие им результаты повышения их контраста на основе применения стандартного метода эквализации их гистограмм.

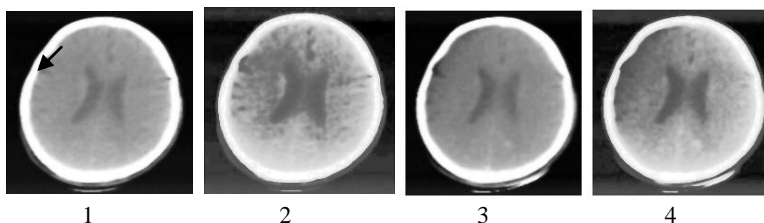


Рис.1. Томограмма головного мозга до (1) и после (3) введения рентгеноконтрастного вещества и соответствующие им изображения (2, 4) результатов применения метода эквализации их гистограмм

На рис.1 видна гематома (указана стрелкой), но совершенно невидима область ее "скрытого" влияния. Введение

рентгеноконтрастного вещества (рис.1.3) не улучшает ситуации. Повышение контраста методом эквализации гистограммы несколько улучшает ситуацию (рис.1.4), однако с точки зрения компьютерного зрения, результат является неубедительным.

Текущая тенденция анализа, например, медицинских радиологических изображений базируется на использовании нескольких различных методов цифровой обработки в целях повышения достоверности обнаружения потенциальных патологических участков. Однако такой подход, с точки зрения синергетического принципа, не всегда дает ожидаемые результаты (т.е. 1+1 может быть и меньше двух). В этой связи зачастую может быть целесообразен подход, базирующийся на следующем принципе: переход в новый информационный базис с последующим анализом нового синтезированного изображения на основе методов вычислительного интеллекта уже в этом базисе. В качестве варианта перехода к новому информационному базису в данной работе предлагается использовать преобразование Радона исходного анализируемого изображения  $I(x, y)$ , базирующееся на вычислении проекций изображения вдоль определенных направлений (углов). Проекция функции  $I(x, y)$  на ось  $x'$  представляет собой линейный интеграл

$$R_{\theta}(x') = \int_{-\infty}^{\infty} I(x' \cos \theta - y' \sin \theta, x' \sin \theta + y' \cos \theta) dy', \quad (1)$$

где оси  $x'$  и  $y'$  задаются поворотом на угол  $\theta$  против часовой стрелки

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}. \quad (2)$$

Исходное полутоновое изображение рассматривается как двумерная функция. Таким образом, использование преобразования Радона обеспечивает переход к новому информационному базису, где ось "x" соответствует числу углов проецирования исходного изображения, а ось "y" – соответствует яркостным значениям проекций  $R_{\theta}(x')$ . С физической точки зрения, использование преобразования Радона позволяет "накопить" значения визуально неразличимых участков, в целях облегчения (упрощения) процедуры их последующей идентификации. В каком-то смысле, эта операция близка к процедуре "усреднения", используемой в области цифровой обработки сигналов для выделения сигналов неизвестной формы на фоне аддитивных измерительных шумов в условиях, когда отношение сигнал/шум намного

меньше единицы.

Структура алгоритма базируется на использовании следующих этапов.

1. Преобразование Радона исходного изображения  $I(x, y) \Rightarrow R_\theta(x')$ .

2. Модуляционное преобразование синтезированного изображения  $R_\theta(x') \Rightarrow H(x, y)$  на основе использования выражения (3)

$$H(x, y) = \exp(j\pi/[\Psi[I(x, y)] + \gamma]) , \quad (3)$$

где  $\Psi$  – оператор предварительной трансформации исходного изображения,  $\gamma$  – стабилизирующий параметр. Такое преобразование позволяет провести формальную аналогию с интерференционным методом фазоконтрастной микроскопии, при введении виртуального когерентного опорного поля (волны), что открывает возможность визуализации фазовых "неоднородностей" анализируемого изображения. К "фазовым неоднородностям" относятся участки изображения, где перепад яркостей находится в пределах 2%, что не позволяет осуществить процедуру из непосредственной визуальной идентификации.

3. Введение виртуального когерентного опорного поля  $B(x, y)$ .

4. Вычисление модуля и аргумента векторной суммы  $S(\theta, r) = R_\theta(x) + B(x, y)$ , рассматриваемых в качестве новых информативных синтезированных изображений (рис. 2).

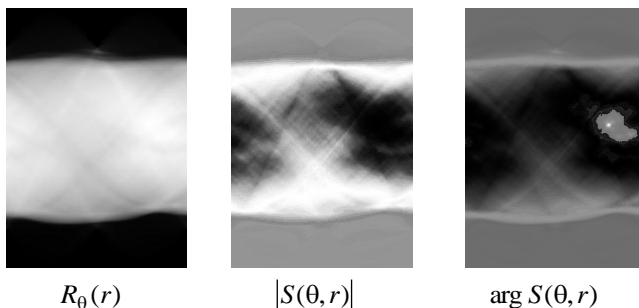


Рис. 2. Результат применения нового метода для томограммы на рис. 1.1

Из рассмотрения рис. 2 видно, что на исходной характеристике  $R_\theta(r)$  участок скрытого влияния визуально не идентифицируется, тогда как на фазо–пространственной интерференционной характеристике

преобразования Радона  $\arg S(\theta, r)$  она выделяется однозначно.

Из рассмотрения рис. 2 можно заключить, что не было необходимости введения рентгеноконтрастного вещества и использования повторной томографии (двойная доза облучения), поскольку информативный участок томограммы однозначно идентифицируется на характеристике  $\arg S(\theta, r)$  (рис. 2).

Конечно, восприятие результатов сегментации томограммы в пространстве признаков преобразования Радона требует определенной психологической "настройки" в силу необычности самого подхода. В этой связи возникает естественный вопрос: возможно ли вернуться из пространства преобразования Радона в обычное евклидово пространство

$\arg S(\theta, r) \xrightarrow{R^{-1}} \hat{I}(x, y)$ , где  $R^{-1}$  – оператор обратного преобразования Радона,  $\hat{I}(x, y)$  – трансформированное изображение в евклидовом пространстве обычных яркостей, т.е.

$$\hat{I}(x, y) = \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} \arg S(\theta, r) \exp(-j2\pi r(x \cos(\theta) + y \sin(\theta))) |r| dr. \quad (4)$$

К сожалению, обратное преобразование Радона относится к области некорректных задач математической физики, поэтому любые математические преобразования над результатами прямого преобразования Радона (например, синтез  $|S(\theta, r)|$  и  $\arg S(\theta, r)$ ) приводят к тому, что обратное преобразование (т.е.  $\hat{I}(x, y)$ ) будет иметь искаженную форму (рис. 3).

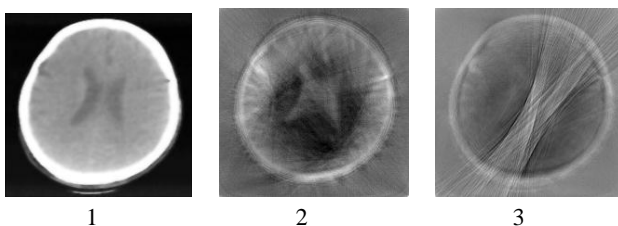


Рис. 3. Результаты обратного преобразования Радона от данных на рис. 2: 1 –  $R_0(r)$ ; 2 –  $|S(\theta, r)|$ ; 3 –  $\arg S(\theta, r)$

**Выводы.** В результате проделанной работы можно заключить:

1. Предложен новый виртуальный физический метод качественного

анализа слабоконтрастных медицинских радиологических изображений.

2. Метод позволяет выделять визуально неразличимые потенциально информативные участки радиологических изображений по фазо–пространственным характеристикам цифровой интерференционной характеристики преобразования Радона.

3. Обратное преобразование Радона от его трансформированных характеристик является неустойчивой операцией.

**Список литературы:** 1. *Афанасьев В.А.* Оптические измерения / *В.А. Афанасьев* – М.: Высшая школа, 1981. – 228 с. 2. *Стюард И.Г.* Введение в Фурье-оптику / *И.Г. Стюард*. – М.: Мир, 1985. – 182 с. 3. *Аззам Р.* Эллипсометрия и поляризованный свет / *Р. Аззам, Н. Башара*. – М.: Мир, 1981. – 583 с. 4. *Pratt W.K.* Digital Image Processing / *W.K. Pratt*. – New York: John Wiley and Sons Inc., 2001. – 723 p. 5. *Гонсалес Р.* Цифровая обработка изображений / *Р. Гонсалес, Р. Вудс*. – М.: Техносфера, 2006. – 1070 с. 6. Голографические неразрушающие исследования / Под ред. *Р.К. Эрф*. – М.: Машиностроение, 1979. – 446 с. 7. *Ахметшина Л.Г.* Информационные возможности модуляционного преобразования при сегментации мультиспектральных изображений / *Л.Г. Ахметшина* // Системні технології. – 2004. – № 6. – С. 122-127. 8. *Ахметшин А.М.* Интерференционные методы повышения качества и чувствительности анализа низкоконтрастных изображений на основе комплексной фазовой модуляции яркостей / *А.М. Ахметшин, Л.Г. Ахметшина, И.М. Мацюк* // Искусственный интеллект. – 2007. – № 3. – С. 194–204.

УДК 004.93

**Интерференційний метод аналізу радіологічних зображень у просторі ознак перетворення Радону / Ахметшин О.М., Степаненко О.О.** // Вісник НТУ "ХПІ". Тематичний випуск: Інформатика і моделювання. – Харків: НТУ "ХПІ". – 2011. – № 17. – С. 4–9.

Розглянуті інформаційні можливості нового методу якісного аналізу низько контрастних радіологічних медичних зображень у комплексному просторі яскравостей. Метод дозволяє сегментувати візуально невизначені потенційно інформативні ділянки шляхом використання фазо-просторових характеристик. Лл.: 3. Бібліогр.: 8 назв.

**Ключові слова:** низько контрастне зображення, комплексний простір яскравостей, сегментування, інформативні ділянки, фазо-просторові характеристики.

UDC 004.93

**Interferometric method of radiological image analysis in a feature space Radon's transformation / Akhmetshin A.M., Stepanenko A.A.** // Herald of the National Technical University "KhPI". Subject issue: Information Science and Modelling. – Kharkov: NTU "KhPI". – 2011. – №. 17. – P. 4–9.

Information possibilities a new method quality analysis of low contrast radiological medical images in a complex brightness space are considered. The method is possible to make segmentation hidden areas on base using phase–space characteristics. Figs.: 3. Refs.: 8 titles.

**Key words:** low contrast image, complex brightness space, segmentation, information hidden areas, phase-space characteristic.

*Поступила в редакцію 28.01.2011*