

УДК 004.93

Чувствительный комплексный интерференционный метод анализа радиологических и микробиологических изображений

А. М. Ахметшин, Л. Г. Ахметшина, И. М. Мацюк
Днепропетровский национальный университет, Украина

Резюме

Описан новый метод повышения чувствительности и разрешающей способности визуального анализа слабоконтрастных радиологических и микробиологических медицинских изображений. Идея метода базируется на проведении виртуальных аналогий с наиболее чувствительными методами оптических и радиофизических методов измерений (интерферометрия, голография и эллипсометрия). Представлены экспериментальные результаты демонстрирующие информационные возможности метода.

Ключевые слова: интерференция, чувствительность, разрешающая способность, низкий контраст, эллипсометрия.

Клин. информат. и Телемед.
2009. Т.5. Вып.6. с.38–44

Вступление

С развитием компьютерных методов и технологий обработки информации в радиологии и микробиологии появился ряд новых направлений, связанных с обработкой, анализом и виртуальным синтезом медицинских слабоконтрастных изображений на основе сочетания как «классических» методов цифровой обработки изображений [1], так и методов компьютерного видения [2] и искусственного интеллекта [3]. В силу большой теоретической и практической значимости этих задач, им постоянно уделяется большое внимание. Ежегодно в мире проходят десятки конференций и симпозиумов, связанных с данной тематикой, однако, проблема повышения чувствительности, разрешающей способности и достоверности медицинской диагностики из-за влияния ряда факторов объективного характера [4] остается открытой, что стимулирует поиск новых подходов к решению указанных проблем.

При разработке новых методов компьютерного зрения допустимо использование виртуальных аналогов физических методов обработки радиофизических и оптических сигналов и полей и их математических моделей. Наибольшую чувствительность в радиофизических и оптических измерениях обеспечивают резонансные методы [5], а в оптических – голографические [6], интерференционные [7] и эллипсометрические [8], которые базируются на волновых и поляризационных свойствах когерентного электромагнитного излучения. Для возможности их ис-

пользования при обработке изображений, необходимо преобразование исходного яркостного представления к такому виду, который обеспечивал бы возможность применения идей и математического формализма указанных физических методов.

Материалы, методы исследования, анализ результатов

1. Интегральный интерференционный метод

В работе [9] для этой цели нами было предложено использовать модуляционное преобразование вида

$$R(x,y) = I(x,y)e^{j\pi \frac{I(x,y)}{\lambda}} = \text{Re}\{R(x,y)\} + j \text{Im}\{R(x,y)\} = |R(x,y)|e^{j\Phi(x,y)}, \quad (1)$$

где $I(x,y)$ – исходное изображение, а λ – модуляционный параметр.

С математической точки зрения преобразование (1) означает переход из

пространства действительных яркостей в пространство комплексных значений с возможностью использования математического аппарата теории функций комплексной переменной. Отличительной особенностью синтезируемой функции $R(x,y)$ является то, что ее амплитудно-пространственная характеристика (АПХ) (модуль $|R(x,y)|$) соответствует исходному изображению $I(x,y)$, тогда как фазо-пространственная характеристика (ФПХ) (аргумент $\Phi(x,y)$ – угол поворота вектора в комплексной плоскости) зависит от соотношения $I(x,y)/\lambda$. Вариация параметра λ влияет на изменчивость фазовой характеристики $\Phi(x,y)$ и позволяет получать виртуальные изображения, характеризующиеся различной чувствительностью к изменению значений яркости пикселей.

Преобразование (1) позволяет рассматривать изображение с точки зрения различных физических интерпретаций. Так, при рассмотрении параметра λ в виде виртуального аналога «длины волны когерентного оптического излучения», выражению (1) можно сопоставить схему, соответствующую

аналоговым схемам голографической интерферометрии [9]. Нелинейность фазо-пространственной характеристики $\Phi(x,y)$ позволяет обеспечить визуализацию неразличимых яркостных перепадов, что демонстрируется на рис. 1 на примере модельного изображения.

Метод модуляционного преобразования при обработке изображений позволяет использовать также принципы фазо-контрастной микроскопии Цернике (Нобелевская премия по физике за 1952 год) за счет проведения формальной аналогии между ними.

Согласно Цернике, к фазо-контрастным относятся достаточно прозрачные объекты, характеризующиеся изменением от точки к точке показателя преломления (оптической толщины, классический пример – стекла различной толщины). Это явление создает только фазовое различие между светом, прошедшим через разные области, не оказывая влияния на амплитуду и, следовательно, не воспринимаемое глазом.

В методе Цернике световой поток делится на два луча: измерительный (проходящий через объект) и опорный. Визуализируется результат вектор-

ного сложения (рис. 2), при котором отличия в фазовых характеристиках преобразуются в различия амплитуд, что и обеспечивает повышение контрастности фазо-контрастных изображений [10]. Изменение фазы связано с углом поворота векторов \vec{A} (их амплитуды $|A1| \approx |A2|$), а направление и величина опорного вектора \vec{B} остается неизменной, что приводит к изменению модуля результата векторного сложения ($|B1| \approx |B2|$), т.е. к интерференционной операции.

Проведение формальной аналогии с методом фазо-контрастной микроскопии при использовании модуляционного преобразования базируется на трех принципиальных положениях.

1. Переход из пространства действительных яркостей в плоскость комплексных яркостей на основе использования фазового (т.е. чисто углового) модуляционного преобразования вида:

$$\begin{aligned} \vec{A}(x,y) &= \exp [j\pi d(x,y)/\lambda] \\ &= \operatorname{Re}\{\vec{A}(x,y)\} + j\operatorname{Im}\{\vec{A}(x,y)\}, \end{aligned} \quad (2)$$

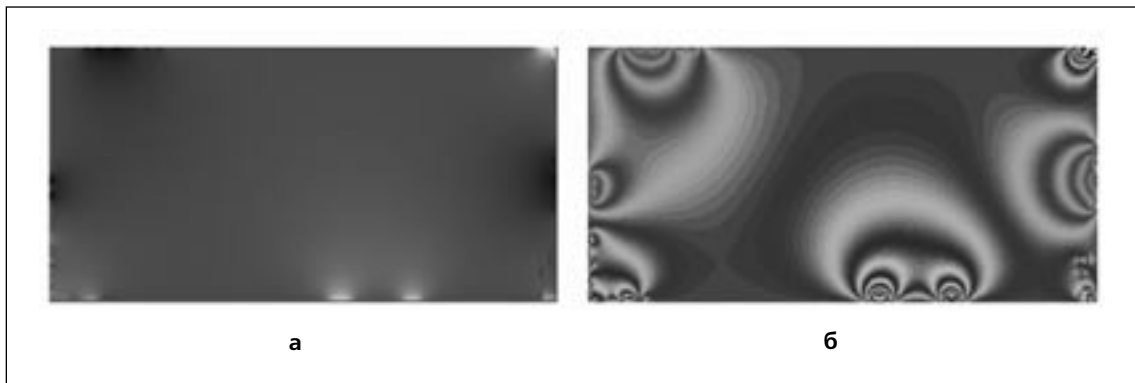


Рис. 1. Модельное поле (а) и его фазо-пространственная характеристика (б).

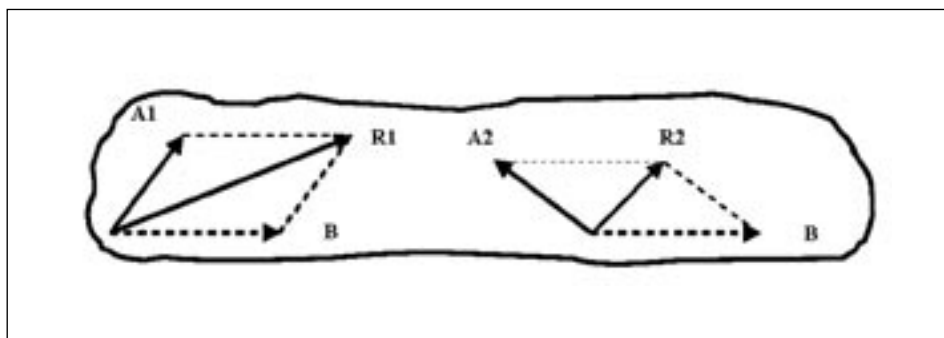


Рис. 2. Схема метода фазо-контрастной микроскопии Цернике.

где λ — модуляционный параметр (аналог длины волны виртуального когерентного оптического излучения). Модуль векторного преобразования (2) всегда равен единице, а угол поворота определяется соотношением яркости конкретной точки изображения и величины λ . Причем, выбирая величину λ достаточно малой, можно небольшие вариации значений яркости преобразовать в большие величины угла фазового поворота вектора $\vec{A}(x, y)$.

2. Введение виртуального когерентного опорного поля $B(x, y) = 1$, со значением $|\vec{B}(x, y)| = |\vec{A}(x, y)| = 1$ и постоянным направлением вдоль оси «х».

3. Визуализация модуля векторной суммы или разности этих двух виртуальных векторных полей

$$|\vec{R}(x, y)| = |\vec{A}(x, y) \pm \vec{B}(x, y)|. \quad (3)$$

Подобный подход обеспечивает полную формальную аналогию с методом фазо-контрастной микроскопией

Цернике и, по своей сути, представляет использование интерференционных эффектов для повышения качества слабоконтрастных изображений в плоскости фазовой модуляции комплексных яркостей, вводимых на основе модуляционного преобразования (2). Здесь следует подчеркнуть отличие выражения (2) от выражения (1), в котором амплитудная модуляция заменяется комплексной угловой (т.е. чисто фазовой) модуляцией.

Конкретный выбор значения λ диктуется как особенностями самого анализируемого изображения, так и поставленными при его анализе задачами. Как показали наши исследования, в случаях, когда зона интереса определена, целесообразен выбор значения

$$\lambda = (1.01 + 1.1) [I_{\max}(x, y) - I_{\min}(x, y)],$$

где I_{\max}, I_{\min} — максимальное и минимальное значение яркости (амплитуды) изображения в области интереса.

Поскольку рассмотренный выше подход является интегральным, то

рассмотрение его информационных возможностей целесообразно провести на примере сопоставления с результатами широко распространенного интегрального метода эквализации гистограмм [1].

Сравнение результата интерференционного преобразования и метода эквализации гистограммы для реального медицинского изображения проведен на примере обработки маммограммы (рис. 3а).

Анализ рис. 3б свидетельствует о неэффективности применения интегрального метода эквализации гистограмм, поскольку распределение яркости в зоне интереса относится к области относительно больших значений, в то время как улучшение изображения при использовании этого метода наиболее эффективно для середины яркостного диапазона. На рис. 3г-д представлены соответствующие гистограммы. У исходного изображения (рис. 3а) гистограмма растянута по всему диапазону и характеризуется наличием двух экстремальных зон в области темных

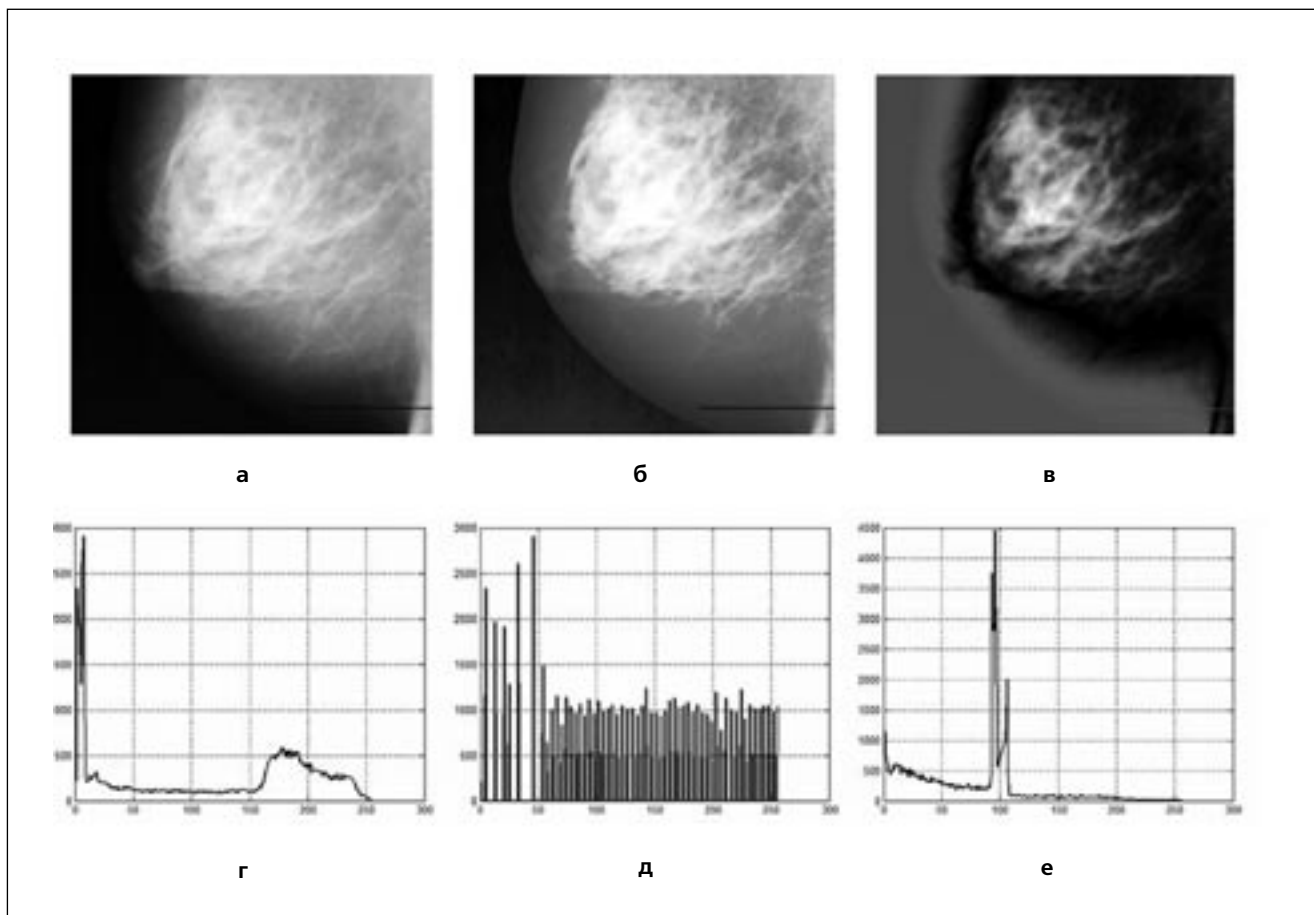


Рис. 3. Маммограмма: а — оригинал; б — результат метода эквализации гистограмм; в — интерферограмма $|R_{2(-)}(x, y)|$; г, д, е — соответствующие им гистограммы распределения яркостей.

и ярких тонов, что и обуславливает неэффективность применения метода эквализации гистограмм в данном конкретном случае. Применение интерференционного преобразования (рис. 3в) было проведено со значением λ равным 0.8, поскольку диапазон изменений яркости в зоне интереса для данного случая составляет 0.79 (для нормированного изображения). Обработка привела к тому, что экстремум гистограммы (рис. 3е) сместился в наиболее благоприятное для визуального анализа положение, т.е. практически в середину диапазона. Это позволяет идентифицировать на зависимости $|R_{2(-)}(x,y)|$

область возможного интереса. Она проявляется в виде anomalно яркой области в средней части синтезированного изображения. Анализ амплитудно-пространственных срезов произвольной строки (рис. 4) показывает, что динамический диапазон вариация яркости увеличился более чем в 5 раз в области интереса (с 10% до 55% для данного примера), что и обуславливает повышение чувствительности визуального анализа.

Таким образом, описанный интерференционный метод позволяет повысить качество и чувствительность визуального анализа слабоконтрастных

изображений на основе перехода в пространство комплексной угловой модуляции яркостей. Рассмотренный выше подход базировался на анализе модуля суммы или разности двух векторных полей, при этом не рассматривались информационные возможности их фазовых характеристик, т.е. $\varphi(x,y) = \arg\{A(x,y)B(x,y)\}$. Как показали наши исследования, если область возможной патологии носит «размытый» и визуально неразличимый характер, амплитудные характеристики интерференционного метода зачастую не позволяют уверенно выделить область возможного интереса, тогда как его фа-

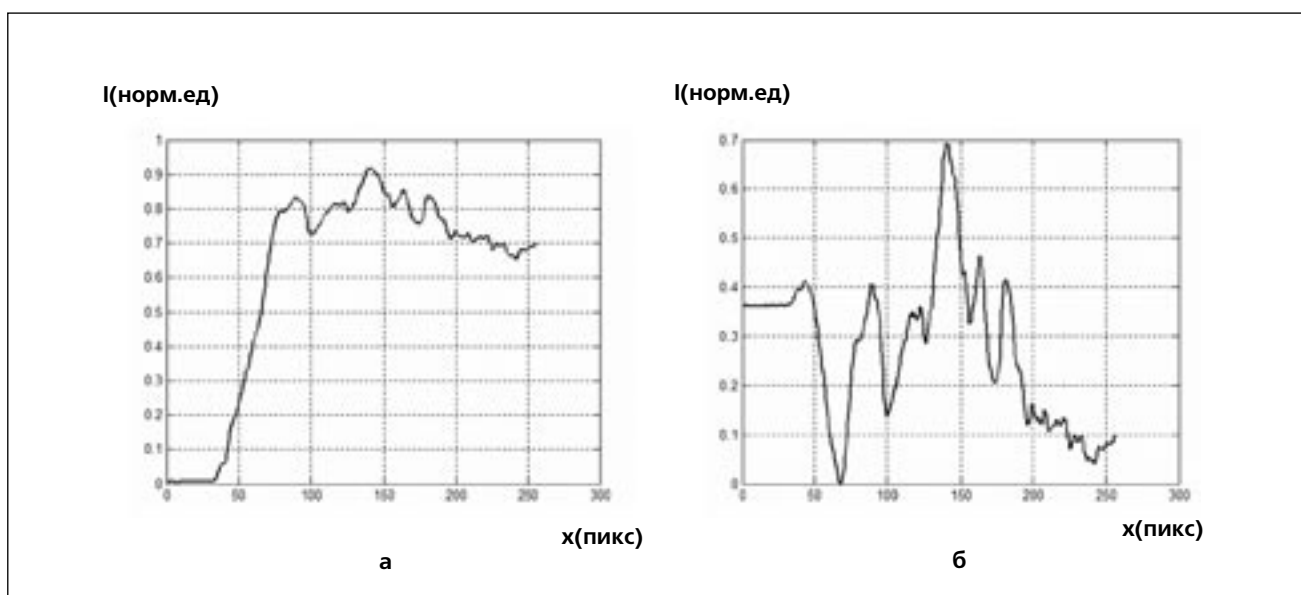


Рис. 4. Амплитудно-пространственный срез 128-ой строки: а — исходного изображения; б — $|R_{2(-)}(x,y)|$.

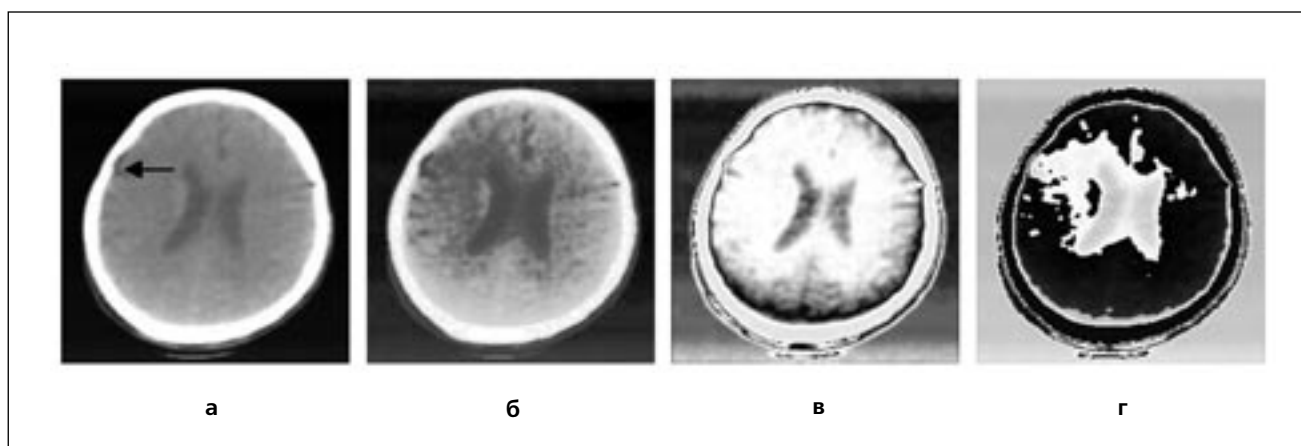


Рис. 5. Томограмма головного мозга: а — оригинал; б — результат метода эквализации гистограмм; в — $abs\{r-b\}$; г — $angle\{r-b\}$.

зовые характеристики успешно справляются с этой задачей. Отличительной особенностью рис. 5а является тот факт, что на исходном изображении хорошо видна гематома, но совершенно неразличима область ее скрытого влияния. Ни метод эквализации гистограмм (рис. 5б), ни амплитудная характеристика интерференционного метода (рис. 5в) не смогли сегментировать этот участок, тогда как фазовая характеристика (рис. 5г) успешно справилась с этой задачей (результат был подтвержден сопоставлением с результатами применением других методов исследований).

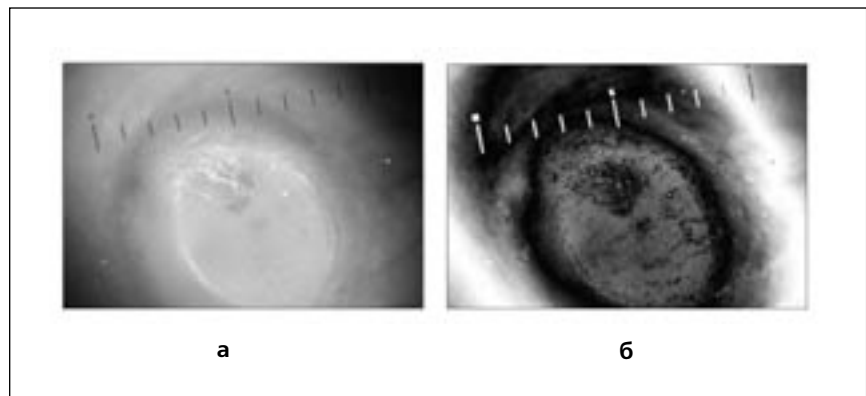


Рис. 6. Анализ оптического изображения — фиброма: а — оригинал; б — результат адаптивного интерференционного метода (амплитудная характеристика).

2. Адаптивный интерференционный метод

Рассмотренный выше метод относится к классу интегральных, поскольку параметр модуляционного преобразования («длина виртуальной оптической волны») одинаков для всей апертуры изображения. В последнее время все более популярными становятся адаптивные локальные методы, основанные на использовании скользящих «оконных» преобразований и вычисления их характеристик, позволяющих учитывать особенности каждого анализируемого участка. Одним из наиболее популярных является метод адаптивной эквализации гистограмм [1], основанный на вычислении локальных статистик.

Наши эксперименты показали, что реализация адаптивного варианта интерференционного метода обработки изображений так же позволяет повысить его информационные возможности. Суть адаптивного интерференционного метода заключается в переходе от выражения (2), где λ является константой преобразования, к выражению вида

$$\vec{A}(x,y) = \exp [j\pi d(x,y)/\lambda] \\ = \text{Re}\{\vec{A}(x,y)\} + j\text{Im}\{\vec{A}(x,y)\}, \quad (4)$$

где величина λ зависит от координаты текущего пикселя.

Реализация адаптивного интерференционного метода предполагает выполнение следующих этапов.

1. В окрестности каждого пикселя формируется скользящая рамка размером $(L \times L)$, позволяющая учитывать влияние ближайших соседей (во многих приложениях достаточен выбор значения $L=3$).

2. Для каждого пикселя анализируемого изображения $I(x,y)$ в пределах размерности используемой скользящей рамки вычисляется значение параметра модуляции в виде

$$\lambda(x,y) = I_{L,\max}(x,y) - I_{L,\min}(x,y) + k, \quad (5)$$

где k — стабилизирующий коэффициент, определяемый эмпирически. Выбор его значения зависит от исходного динамического диапазона изменения яркостей. Эксперименты показали, что при выборе значения $k \leq 0.1$, анализ может быть серьезно затруднен из-за наличия многочисленных фазовых скачков в синтезированном интерференционном изображении, поэтому выбор $k=0.2 \div 0.4$ является оптимальным для рамки размера 3×3 для большинства типов исследованных изображений.

На рис. 6а представлено микробиологическое изображение. Ни визуальный анализ оригинала, ни результат применения метода адаптивной эквализации гистограмм не позволил четко выявить «пористый» характер его структуры, что обеспечило применение адаптивного интерференционного метода (модуль векторной суммы рис. 6б).

3. Метод виртуальной оптической эллипсометрии

Использование модуляционного преобразования (1), обеспечивающего переход в пространство комплексных яркостей, открывает еще одну дополнительную возможность анализа изображений, основанную на проведении аналогий с поляризационными свойствами волновых полей. Как это хорошо

известно, наиболее чувствительным оптическим методом исследования пленочных структур является метод оптической эллипсометрии, теоретические и практические аспекты которого подробно изложены, например, в книге [8].

Реализация адаптивного интерференционного метода предполагает рассмотрение изображения в виде:

$$I(x,y) = R(x,y) = R_x(x,y) + jR_z(x,y). \quad (6)$$

Более того, рассматривая $R(x,y)$ в качестве аналога двумерной проекции трехмерного векторного поля R , можно естественным способом ввести и векторное поле его ротора

$$\text{rot } R = \left(\frac{\partial R_z}{\partial y} - \frac{\partial R_y}{\partial z} \right) i + \left(\frac{\partial R_x}{\partial z} - \frac{\partial R_z}{\partial x} \right) j \\ + \left(\frac{\partial R_y}{\partial x} - \frac{\partial R_x}{\partial y} \right) k. \quad (7)$$

Выражение (7) является справедливым, если частные производные $R(x,y)$ являются непрерывными, что, безусловно, выполняется для классов изображений, являющихся предметом исследования. Поскольку компонента R_z является неизвестной, то в выражении (7) может быть определена лишь третья компонента $\text{rot } R$

$$A_z(x,y) = \left(\frac{\partial R_y}{\partial y} - \frac{\partial R_x}{\partial y} \right), \quad (8)$$

которую можно рассматривать в качестве дополнительного информативного параметра, ортогонального составляющим R_x и R_z .

Использование такого подхода позволяет сопоставить каждому пикселю

исходного изображения три ортогональные компоненты. Компонента $A_z(x, y)$ может представлять и самостоятельный интерес, но, что более важно, данное обстоятельство открывает возможность использования волновых оптических преобразований, вытекающих как из самой сути модуляционного преобразования (λ можно рассматривать в качестве виртуального аналога длины волны), так и из возможностей, вытекающих из трехмерной ортогонализации пространства синтезированных информативных признаков.

Действительно, если рассматривать компоненты R_x и R_y в качестве соответствующих амплитудных составляющих эллиптически поляризованной волны, то каждой точке плоскости « $x-y$ » можно сопоставить поляризационный эллипс, главная ось которого образует азимутальный угол φ с осью χ :

$$\psi = \frac{1}{2} \arctg \left(\frac{2b_x b_y}{2b_x^2 + b_y^2} \cos \delta \right), \quad (9)$$

где b_x и b_y рассматриваются как модули компонент R_x и R_y , соответственно. Основная тонкость предлагаемого подхода заключается в способе вычисления фазового угла $\delta = \delta_z(x, y)$ между компонентами R_x и R_y , рассчитываемого как

$$\delta = \delta_z(x, y) = e^{j\pi \frac{A_z(x, y)}{\lambda}} \quad (10)$$

где в качестве A_z рассматривается нормированное значение компоненты ротора векторного поля R . Помимо этого, отношение меньшей полуоси поляризации эллипса c к большей полуоси d можно выразить как функцию вспомогательного угла (угла эллиптичности) χ , так что $c/d = \operatorname{tg} \chi$, где

$$\chi = \frac{1}{2} \arcsin \left(\frac{2b_x b_y}{2b_x^2 + b_y^2} \sin \delta \right). \quad (11)$$

Таким образом, первоначальному изображению можно сопоставить два

новых: азимутальное изображение $\psi(x, y)$ и эллиптическое изображение $\chi(x, y)$, которые характеризуются нелинейной комбинацией всех трех синтезированных ортогональных параметров.

На рис. 7а представлено изображение маммограммы в сопоставлении с применением известных методов адаптивной эквализации гистограмм (рис. 7б) и модуля градиентного отображения (рис. 7в) из рассмотрения которых вытекает, что ни один из этих методов не позволяет выделить на маммограмме зону потенциального интереса, тогда как эллипсометрические характеристики выделяют несколько таких зон.

На основании проведенных экспериментальных исследований можно сделать следующие выводы.

1. Синтез виртуальных эллипсометрических характеристик на основе комбинации методов модуляционного преобразования и теории виртуальных векторных полей позволяет повысить чувствительность и резкость однопараметровых (яркостных) слабоконтрастных изображений.

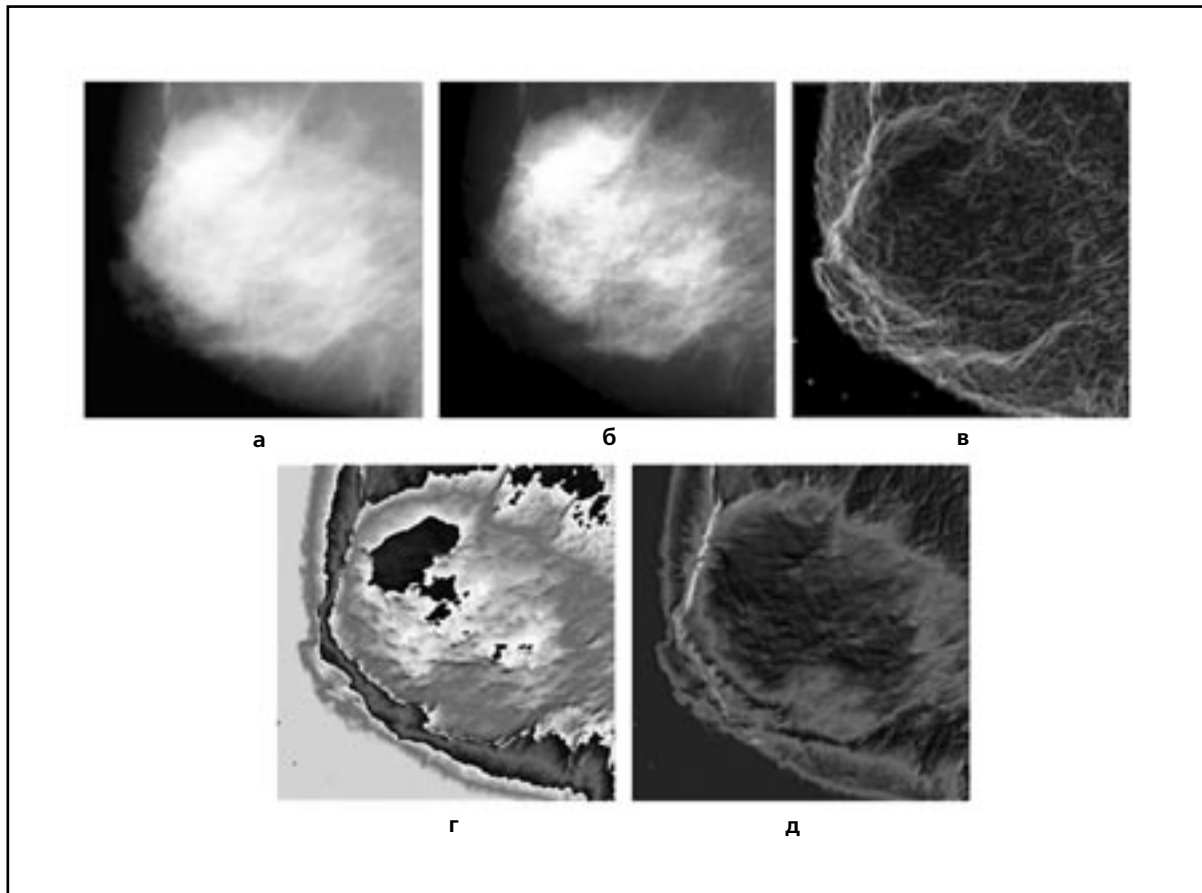


Рис. 7. Анализ маммографического изображения методом виртуальной оптической эллипсометрии: а — оригинал; б — результат метода адаптивной эквализации гистограмм; в — модуль градиентного отображения; г — $\psi(x, y)$; д — $\chi(x, y)$.

2. Анализ азимутальных синтезированных изображений $\Psi(x, y)$ больше подходит для решения задач сегментации, тогда как синтез эллиптических изображений $\chi(x, y)$ позволяет повысить чувствительность и резкость синтезированных изображений.

Заключение

1. Модуляционное преобразование обеспечивает проведение аналогии с виртуальным цифровым голографическим преобразованием с управляемой длиной волны виртуального когерентного оптического излучения. С принципиальной точки зрения, вариация параметра модуляции (длины виртуальной когерентной оптической волны) позволяет контролировать степень детализации при трансформации изображений.

2. Информативным параметром является результат векторных операций суммирования и вычитания в комплексной плоскости результата модуляционного преобразования и введенного виртуального опорного когерентного поля постоянной величины и направления (что обеспечивает формальную аналогию с методом фазоконтрастной микроскопии Цернике). Данный подход обеспечивает расширение динамического диапазона синтезированных изображений до трех раз (по сравнению диапазоном исходных), что позволяет повысить чувствительность визуального анализа.

3. Использование адаптивного варианта метода, при котором параметр модуляции зависит от значений яркостей пикселей в пределах окна преобразования, обеспечивает расширение динамического диапазона до 10 раз.

4. В зависимости от характера поставленной задачи и характеристик исходного изображения возможны дальнейшие модификации метода, направленные на повышение его информативных возможностей.

5. Метод виртуальной оптической эллипсометрии, теоретической основой которого является проведение аналогий с поляризационными свойствами волновых полей и возможность использования математического аппарата теории эллипсометрических измерений. Данный подход обеспечивает повышение чувствительности и разрешающей способности анализа синтезируемых изображений на основе нелинейных композиционных эллипсометрических характеристик: азимутального и эллиптического углов.

К практическим особенностям его применения следует отнести то, что в случае обычного яркостного изображения, результат модуляционного преобразования рассматривается в виде аналога двумерного векторного поля, а третья ортогональная компонента – в виде z-компоненты ротора этого векторного поля, что позволяет непосредственно синтезировать эллипсометрические характеристики.

Литература

1. Pratt W. K. Digital Image Processing: PIKS Inside, Third Edition. – N.Y.: John Wiley & Sons, Inc., 2001. – 723 P.
2. Форсайт Д., Понс Ж.. Компьютерное зрение: современный подход. – М.: Вильямс, 2004. – 926 С.
3. Artificial Intelligence Techniques in Breast Cancer Diagnosis and Prognosis. Ed. Jain A. and others. – London: World Scientific Inc., 2000. – 287 P.
4. Ахметшин А. М., Ахметшина Л. Г. Повышение чувствительности анализа рентгеновских снимков методом автоморфного отображения в базе собственных изображений // Клиническая информатика и телемедицина. – Т.4. – Вып.5. 2008. – С. 30–36.
5. Павельев В. А. Радиоволновые методы и средства контроля материалов и изделий / Павельев В. А., Матвеев В. И. // Приборы неразрушающего контроля материалов и изделий. – М.: Машиностроение, 1986. – С. 205 – 265.
6. Гинзбург В. М. Голографические измерения / Гинзбург В. М., Степанов Б. М. – М.: Радио и связь, 1981. – 296 с.
7. Афанасьев В. А. Оптические измерения / Афанасьев В. А. – М.: Высшая школа, 1981. – 228 с.
8. Горшков М. М. Эллипсометрия / Горшков М. М. – М.: Сов. радио, 1974. – 199 с.
9. Ахметшина Л. Г. Информационные возможности модуляционного преобразования при сегментации мультиспектральных изображений // Системні технології. – 2004. – № 6. – С. 122–127.
10. Стюарт И. Г. Введение в Фурье-оптику. – М.: Мир, 1985. – 182 с.

Interference sensitive complex method of radiological and microbiological images analysis

**A. M. Akhmetshin, L. G. Akhmetshina
I. M. Matsuk**
Dnepropetrovsk National University
Dnepropetrovsk, Ukraine

Abstract

A new method increasing sensitivity and space resolving power visual analysis of low contrast radiological and microbio-

logical medical images is described. The main method's idea is based on conduction virtual analogies with more sensitive methods of optical and radiophysics measurements (interferometry, holography, ellipsometry). Experimental results information possibilities of the method are presented.

Key words: interferometry, sensitivity, resolving power, low contrast, ellipsometry.

Чутливий комплексний інтерференційний метод аналізу радіологічних та мікробіологічних зображень

**О. М. Ахметшин, Л. Г. Ахметшина
І. М. Мацюк**
Дніпропетрівський національний університет, Україна

Резюме

Описано новий метод підвищення чутливості і розрішальної здатності візуального аналізу низькоконтрастних радіологічних та мікробіологічних медичних зображень. Головна ідея методу базується на проведенні віртуальних аналогій з найбільш чутливими методами оптичних та радіофізичних вимірювань. Представлені експериментальні результати демонструють інформаційні можливості методу.

Ключові слова: інтерферометрія, чутливість, розрішальна здатність, низький контраст, еліпсометрія.

Переписка

д. физ./мат. н.
профессор **А. М. Ахметшин**
Днепропетровский национальный университет
пер.Научный, 13
Днепропетровск, 49050, Украина
тел.: +38 (056) 776 91 34
эл. почта: akhm@mail.dsu.dp.ua