

УДК 007:681.518.2:615.47

Н. Н.Чернов, А. П.Самойленко, А. В.Прибыльский  
**СПОСОБ ПОВЫШЕНИЯ ИНФОРМАТИВНОСТИ ПЕРВИЧНОЙ  
ОБРАБОТКИ РЕНТГЕНОГРАММ**

*Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения  
Южного федерального университета*

*Качественный анализ результатов медико-биологических исследований нередко чреват ошибками в принятии решений, поскольку связан с психофизиологическим состоянием клинициста-исследователя, особенностями его восприятия, условиями проведения медико-биологических исследований, качеством источника медико-биологической информации. Исследования, проведенные в статье, направлены на улучшение цифрового отображения медико-биологических данных с целью повышения их информативности. На основе исследования влияния пространственных преобразований, было установлено, что гиперболические преобразования позволяют выделить значимые фрагменты рентгенограммы для врача-диагноста, в частности лобные пазухи пациента. Данное преобразование может послужить в качестве базы для проведения сегментации изображения, повысит качество и точность проводимых исследований. Фильтрация в частотной области по приведенному алгоритму на конкретных примерах рентгенограмм показывает, что совместное использование фильтрации с усилением высоких частот и метода гистограммной экранизации превосходит любой результат, который можно было бы получить, применяя другие методы анализа. Доказано, что в результате применения фильтрации в частотной области на рентгенограмме четко выявлены костные структуры и другие детали, которые не видны в случае применения других методов обработки изображений.*

**Ключевые слова:** цифровые изображения, обработка медицинских изображений, фильтрация, рентгенограмма.

## **Введение**

В настоящее время распознавание патологических процессов по медико-биологическим изображениям является одной из наиболее важных задач обработки и анализа медицинских данных и в то же время до сих пор остается одной из наименее автоматизированных процедур в медицине. Это связано, в первую очередь, с тем, что существующие приборы, автоматизированные системы и комплексы, предназначенные для регистрации и обработки рентгенограмм, в основном осуществляют визуализацию изображений и, как правило, не обеспечивают извлечения информации, необходимой для решения диагностических задач.

Семантику медико-биологических изображений исследует и интерпретирует врач-клиницист, используя концепты норм и патологий диагностируемых фрагментов медико-биологических объектов (МБО), что существенно ухудшает достоверность визуального дешифрирования

изображения из-за влияния субъективных и профессиональных возможностей диагноста [1].

Наиболее часто при диагностике состояний патологических процессов в МБО рабочим материалом являются рентгенографические (или компьютерно-томографические) снимки. Многовариантность рентгеновского отображения нормы и патологии, непредсказуемость их проекционных сочетаний на рентгенограммах пока не позволяет кардинально решить такую функциональную проблему как автоматическое разделение нормы и патологии [2]. Опробовано множество различных методов, но ни один из них не получил до настоящего времени широкого клинического применения.

Информативность снимков зависит от индивидуальных особенностей пациентов. Область патологии на снимке, как объекте исследования, является, как правило, мало контрастной по сравнению с окружающим фоном, особенно на ранних стадиях развития патологий.

Визуальный анализ врачом-специалистом тех или иных медицинских изображений (МИ) (УЗИ, рентгеновские изображения, томограммы) заключается в поиске на МИ аномальных объектов, свидетельствующих о возможном наличии патологии, и неизбежно сопряжен: с особенностями специализированного медицинского оборудования; с получением некачественных снимков и невозможностью проведения дополнительных исследований (дополнительное облучение, наличие противопоказаний), но и ограниченностью характеристик зрительной системы врача-диагноста. Зрительная система является конечным звеном в системе медицинской диагностики, проблематика и оценка эффективности которой дана в [3], зависящей от субъективности врача-диагноста при распознавании и принятии решений в условиях отсутствия эталона.

Принятие решения по результатам анализа снимка основана на профессиональной интуиции, зачастую зависит от морально-психологического состояния, что, к сожалению, приводит к ошибкам в 30-40% случаев [4], а также сопряжено с сложностью отслеживания (положительной или отрицательной) динамики протекания заболевания при наличии серии снимков из истории болезни.

### **Постановка задачи исследований**

Целью данной работы являлось исследование основных способов первичной обработки оцифрованных рентгеновских снимков, оценка их информативности. Для наглядности в качестве исследуемых медико-биологических объектов, в работе рассматриваются рентгенографические изображения оториноларингологической области.

Применение рентгеновского способа диагностики лобных пазух описано в различных источниках, в [4] утверждается, что наличие рентгенограммы пациента позволяет проанализировать состояние лобных пазух пациента с большей достоверностью. В настоящее время в отоларингологических отделениях врач-диагност при проведении обследования патологий лобных пазух пациента отталкивается в первую очередь от данных, представленных на рентгенограмме пациента, а уже потом при возникновении неоднозначных диагнозов прибегает к дополнительным методам [4]. Оценивая эту информацию и имея сведения о первичном обследовании пациента, врач дает свое заключение. Однако, логичнее было бы анализировать изображение, имея целый архив графической информации, разбитой на группы по определенным признакам и, изучив клиническую карту пациента, попытаться отыскать подобные случаи в базе данных, что, в свою очередь, показывает необходимость создания единой базы данных по пациентам ЛОР отделений.

Исходя из вышеперечисленного, приходим к выводу, что при построении системы первичной цифровой обработки рентгеновских изображений необходимо решить комплексную задачу: оценить информативность и достоверность имеющегося снимка; восстановить цифровое изображение, максимально приблизив его к оригиналу, а также улучшить отображаемое врачу-диагносту изображение, минимизировав возможные искажения в ходе обработки.

### **Оценка информативности и достоверности рентгеновского снимка**

Вопрос оценки достоверности и информативности в сфере рентгенологии зачастую определяется субъективным визуальными методами [3] и опыта врача-диагноста. В случае достоверного отображения лобных пазух пациента наиболее распространенным способом диагностики патологий, применяемым в ЛОР-отделениях современных лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ), является рентгенография околоносовых пазух в носо-подбородочной проекции [3,4]. В данном случае под достоверностью понимается коэффициент приближения представленного снимка к отражаемому фрагменту пациента. Однако, начальная ошибка, вносимая в процесс диагностики, появляется часто из-за некорректного расположения пациента по

отношению к источнику и приемнику излучений, поэтому в качестве признаков достоверности изучаемых снимков примем:

1. Наличие малых крыльев клиновидной кости на рентгенограмме.
2. Одинаковая прозрачность орбит расположения глазных яблок.

При компьютерном определении коэффициента достоверности  $K_{дост}$  будем сравнивать два параметра: средние коэффициенты интенсивности яркости обеих орбит ( $I_{ср.прав.}$ ,  $I_{ср.лев.}$ ) должны быть приблизительно равны и на снимке представлено малое крыло клиновидной кости (если представлено  $K_{крыло}=1$ , иначе 0).

$$K_{дост} = \frac{I_{ср.прав.} + K_{крыло}}{I_{ср.лев.} + 2} \quad (1)$$

Оценка информативности рентгеновского изображения, субъективным методом не является в полной мере корректный, так как такой подход имеет ряд недостатков, связанных прежде всего с психофизическим состоянием наблюдателя, особенностями его зрительного анализатора, условиями просмотра изображения и т.д. Поэтому неоднократно предпринимаются попытки получения объективных оценок, основным достоинством которых должна стать возможность охарактеризовать качество рентгеновского изображения численно – некоторыми информационными индексами. В настоящее время известно достаточно большое число методов оценки качества изображения [5]. Так по изменению вида пограничной кривой было предложено несколько способов оценки качества визуализированного рентгеновского изображения: методы Гольдерберга, Джонсона и Хиггинса, Мюлера и т.д. [5,6]. Наибольшее применение получил метод на основе информационного индекса Хейя, определяемого как произведение контрастной чувствительности системы визуализации рентгеновского изображения на разрешающую способность этой системы [6]. Основным недостатком всех вышеописанных методов определения информативности изображения является то, что они хотя и позволяют оценить именно систему визуализации в различных условиях съемки, но не делают однозначного заключения об информативности рентгеновского снимка конкретного органа пациента.

Существует метод [7] оценки качества изображения, который позволяет корректно и объективно сравнивать любые рентгеновские снимки. В данном методе все изображение делится на информационные участки, под которым подразумевается область, несущая информацию о структуре объекта исследования. Для каждого участка определяется его средняя

яркость. Далее, яркость каждого участка сравнивается с яркостью соседнего по горизонтали и по вертикали в соответствии с условием:

$$\frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \geq K \cdot 100\%, \quad (2)$$

где  $I_1$  - яркость первого участка;  $I_2$  - яркость соседнего с ним по горизонтали или вертикали участка;  $K$  - минимальный видимый контраст изображения (от 2% до 5% в зависимости от рентгеновского изображения).

Сравнивая все соседние участки попарно между собой по вертикали и горизонтали, можно определить некий численный индекс  $Q$ . Таким образом, качество снимка может быть охарактеризовано одним числом, соответствующим общему количеству информативных участков. На основании условия (3) может быть получено выражение, которое позволяет непосредственно определить количество информативных участков, индекс диагностической значимости или коэффициент информативности рентгеновского снимка:

$$Q = \sum_{x=0}^{x_{\max}} \sum_{y=0}^{y_{\max}} \text{if} \left( \frac{(I_{x,y} - I_{x,y+1})}{I_{x,y} + I_{x,y+1}} \geq K_{\min} \cdot 1.0 \right) \cdot \frac{10^4}{x \cdot y} + \sum_{x=0}^{x_{\max}} \sum_{y=0}^{y_{\max}} \text{if} \left( \frac{(I_{x,y} - I_{x+1,y})}{I_{x,y} + I_{x+1,y}} \geq K_{\min} \cdot 1.0 \right) \cdot \frac{10^4}{x \cdot y} \quad (3)$$

Применим данный метод к вычислению информативности рентгеновского изображения лобных пазух пациента в носоподбородочной проекции, для этого анализируемое изображение разбиваем на элементарные участки, в данном случае размер стороны участка примем равным одному пикселю и вычислим данный коэффициент для различных изображений интересующей нас области.

Результаты приведены на Рисунке 1. Изображение А имеет коэффициент информативности  $Q = 0.4451$  и коэффициент достоверности  $K_{\text{дост}} = 0,5$ , это свидетельствует о том, что рентгеновское изображение отличается низкой контрастностью, а, следовательно, информативностью. Изображение Б, в свою очередь, при коэффициенте информативности  $Q = 50,7$

имеет коэффициент достоверности  $K_{\text{дост}} = 1$ , а это говорит о том, что рентгеновское изображение отличается большей

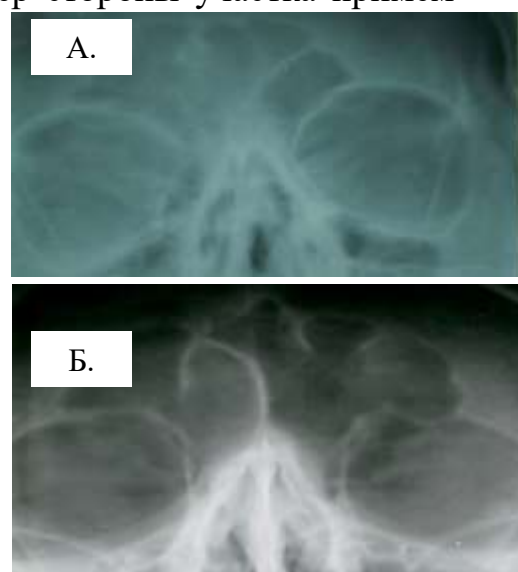


Рисунок 1. Рентгеновское изображение с низкой(А) и высокой (Б) информативностью

информативностью, на нем четко видны границы и морфологические особенности исследуемых объектов.

Исходя из результатов исследований видно, что применение описанного метода оправданно, при этом позволяет однозначно охарактеризовать каждое изображение одним и тем же коэффициентом, при сравнении который определяет более или менее информативные рентгеновские снимки.

### **Пространственные методы улучшения цифрового представления медицинских изображений**

Множество подходов к улучшению изображений распадается на две большие категории: методы обработки в пространственной области (или пространственные методы) и методы обработки в частотной области (или частотные методы) [6,7]. Термин «пространственная область» относится к плоскости изображения как таковой, и данная категория объединяет подходы, основанные на прямом манипулировании пикселями изображения. Методы обработки в частотной области основываются на модификации сигнала, формируемого путем применения к изображению преобразований Фурье. Последним методам будет уделено особое внимание позже, в этом же подразделе будут представлены различные подходы к обработке изображения в пространственной области.

Техника обработки в пространственной области оперирует напрямую с пикселями изображений, при этом любой процесс обработки в данной области можно описать следующим выражением:

$$g(x, y) = T[f(x, y)], \quad (4)$$

где  $f(x, y)$  - входное изображение,  $g(x, y)$  - обработанное изображение, а  $T$  - оператор над  $f$ , определенный в некоторой окрестности точки  $(x, y)$  [6].

Главный подход в реализации различных методов в пространственной области заключается в определении окрестности вокруг точки  $(x, y)$ , который состоит в использовании квадратной или прямоугольной области с центром в точке  $(x, y)$ . Центр заданной шаблонной подобласти перемещается от пикселя к пикселю, начиная, скажем, из верхнего левого угла, и на своем пути он накрывает различные окрестности. Преобразование  $T$  применяется в каждой точке  $(x, y)$ , давая в результате выходное (обработанное) значение  $g$  для данной точки. В процессе вычислений используются только пиксели внутри заданной окрестности с центром в точке  $(x, y)$ .

Все большее распространение получает степенное преобразование или гамма-преобразование, которое позволяет обеспечивать вывод на экране монитора изображение, визуально-близкое к оригинальному, при

этом уменьшается вероятность отображения выбеленных участков или слишком темных [1,7]. Выражение, описывающее данный метод преобразования [7] может быть представлен в виде:

$$s = C \cdot r^\gamma, \quad (5).$$

где  $C$  и  $\gamma$  - положительные константы. Данное преобразование может быть использовано для универсального управления контрастом.

Поскольку для рентгенограмм специфичен узкий диапазон контрастности, поэтому для его растяжения можно применить следующий пространственный метод, описываемый формулой [6]:

$$s = \frac{1}{1 + \left(\frac{m}{r}\right)^E}. \quad (6)$$

Преобразования изображений по формулам (5-6) представлено на Рисунке 2.

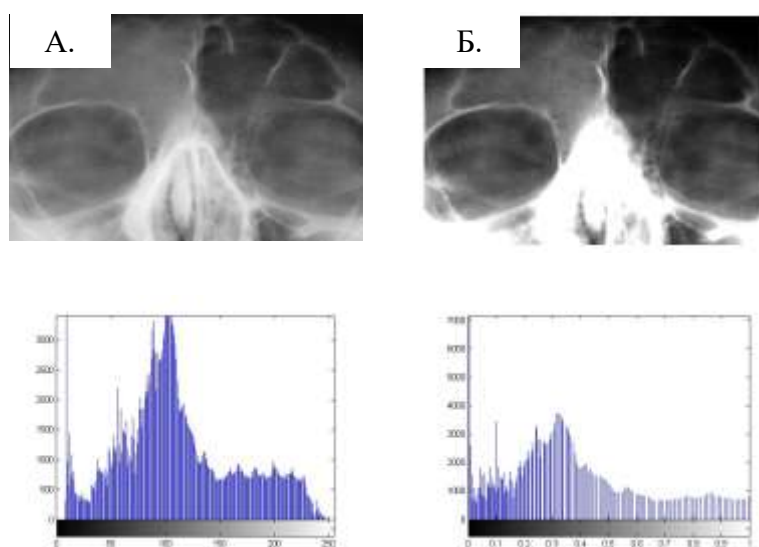


Рисунок 2 - Рентгенограмма пациента с односторонним воспалением лобных пазух:  
А - исходное изображение и его гистограмма; Б- изображение и гистограмма после применения степенного (гамма) преобразования

Одной из важнейших характеристик изображения считается гистограмма распределения яркостей элементов [6]. Гистограммой цифрового изображения, число возможных уровней яркости которого равно  $L$ , лежащий в диапазоне  $[0, G]$ , называется дискретная функция

$$h(r_k) = n_k, \quad (7)$$

где  $r_k$  – это  $k$ -ый уровень яркости из интервала  $[0, G]$ , а  $n_k$  – число пикселей изображения, уровень яркости которых равен  $r_k$ .

Гистограмма распределения яркостей реального изображения, подвергнутого линейному квантированию, имеет ярко выраженный подъем в сторону малых уровней, что и представлено на гистограмме исходных изображений (пример Рисунок 2. А). Поэтому мелкие детали на темных участках видимы плохо, а сами изображения характеризуются низким контрастом. С целью повышения контраста таких изображений используют методы видоизменения гистограммы [6].

Характерной чертой многих рентгенограмм, получаемых в реальных изображающих системах, является значительный удельный вес темных участков и сравнительно малое число участков с высокой яркостью. Увеличение динамического диапазона уровней яркости, что в свою очередь приводит к большой контрастности выходного изображения, позволяет осуществить эквализацию гистограммы изображения.

В практике обработки изображений преобразование распределений выполняют в два этапа [7].

На первом этапе строится гистограмма исходного изображения. Для цифрового изображения, шкала яркостей которого, например, принадлежит целочисленному диапазону  $0..255$ , гистограмма представляет собой таблицу из 256 чисел. Каждое из них показывает количество точек в кадре, имеющих данную яркость. Разделив все числа этой таблицы на общий размер выборки, равный числу используемых точек изображения, получают оценку распределения вероятностей яркости изображения. Обозначим эту оценку

$$w_x^*(j), 0 \leq j \leq 255.$$

Тогда оценка интегрального распределения получается по формуле:

$$F_x^*(j) = \sum_{i=0}^j w_x^*(i) \quad (8)$$

На втором этапе выполняется нелинейное преобразование:

$$s = T(r), \quad (9)$$

обеспечивающее необходимые свойства выходного изображения. Здесь  $s$  и  $r$  – значения яркости исходного и получаемого после обработки изображений соответственно в точке кадра, имеющей декартовы координаты  $i$  (номер строки) и  $j$  (номер столбца). При этом вместо неизвестного истинного интегрального распределения используется его оценка, основанная на гистограмме.



Рассмотрим эквализацию гистограммы, которая призвана откорректировать картину, выровняв интегральные площади участков с различными яркостями, что и представлено на Рисунке 3.

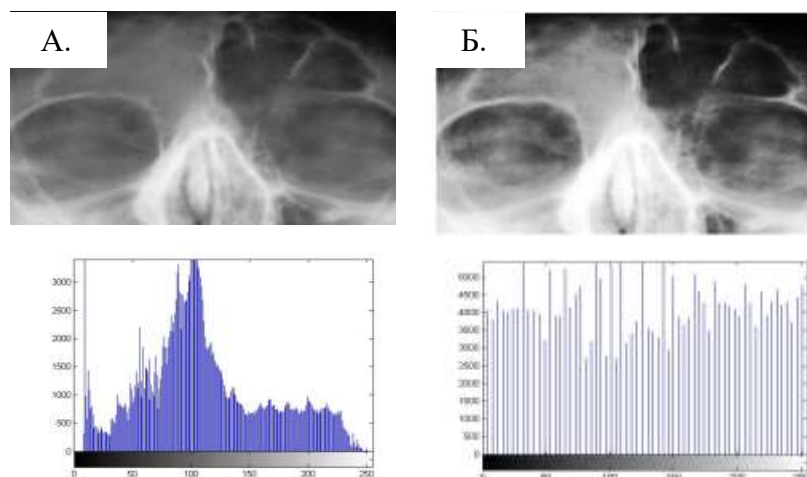


Рисунок 3 - Рентгенограмма пациента с односторонним воспалением лобных пазух:  
 А - исходное изображение и его гистограмма; Б- изображение и гистограмма после применения эквализации гистограммы

Гистограммная эквализация совершается преобразованием, которое является адаптивным в том смысле, что оно зависит от гистограммы исходного изображения, однако данная зависимость не всегда приводит к нужному результату, как и в случае с рентгенограммой с патологией, поэтому необходимо задавать форму гистограммы, которую желательно иметь для обработки. Метод построения обработанного изображения с заданной гистограммой называется гистограммной подгонкой или гистограммной спецификацией [6]. Алгоритм данного метода можно представить в виде следующих действий [7]:

1. Получить гистограмму исходного изображения.
2. Вычислить значения отображений  $r_k$  в  $s_k$  по формуле:

$$s_k = T(r_k) = \sum_{i=0}^k p_r(r_i) = \sum_{i=0}^k \frac{n_i}{n}, \quad (10)$$

где  $k = 0, 1, 2, \dots, L-1$ ,  $n$  - общее число пикселей на изображении,  $n_i$  - число точек превышающих средний порог яркости;  $L$  - число уровней яркости.

3. На основе заданных значений  $p_z(z)$  вычислим функцию преобразования  $G$  с помощью уравнения:

$$G(z_k) = \sum_{i=0}^k p_z(z_i) = s_k, \quad (11)$$

где  $k = 0, 1, 2, \dots, L-1$ ;  $L$  - число уровней яркости.

4. Итеративным путем вычислим значение  $z_k$  для каждого  $s_k$ , используя выражение:

$$(G(z^*) - s_k) \geq 0, \quad (12)$$

где  $k = 0, 1, 2, \dots, L-1$ ;  $L$  - число уровней яркости.

5. Для каждого пикселя исходного изображения, имеющего значение  $r_k$ , отобразить  $r_k$  в соответствующее значение  $s_k$ , а затем отобразить  $s_k$  в результирующее значение  $z_k$ . Для отображения изображения использовать значения, предварительно вычисленные на шагах (2) и (4).

Одним из ярких примеров является гиперболическое преобразование гистограммы:

$$L^* = A^{P_L(L)}, \quad (13)$$

где  $L$  - массив интенсивностей исходного изображения,  $P_L(L)$  - функция распределений вероятностей уровней яркости исходного изображения,  $A$  - некоторая константа, относительно которой осуществляется гиперболическое преобразование гистограммы, фактически равный минимальному значению интенсивности элемента изображения.

При этом функция распределения вероятности исходного изображения  $P(L)$  должна аппроксимироваться гистограммой распределения  $P(L) \approx \sum_{m=0}^i H_L(m)$ , то есть это не что иное, как кумулятивная гистограмма изображения, где  $H$  - вектор значений гистограммы исходного изображения.

Пример преобразования представлен на Рисунке 4.

## **Исследование информационных технологий цифровой обработки медицинских изображений в частотной области**

В ряд стандартных методов по цифровой обработке изображений входят и частотные способы восстановления, улучшения и сжатия, которые лежат в основе линейных методов фильтрации. Данное преобразование обеспечивает значительную гибкость при разработке и реализации многих алгоритмов фильтрации изображения [7], при этом в частотной области изображение представлено в виде суммы периодических сигналов с разными частотами.

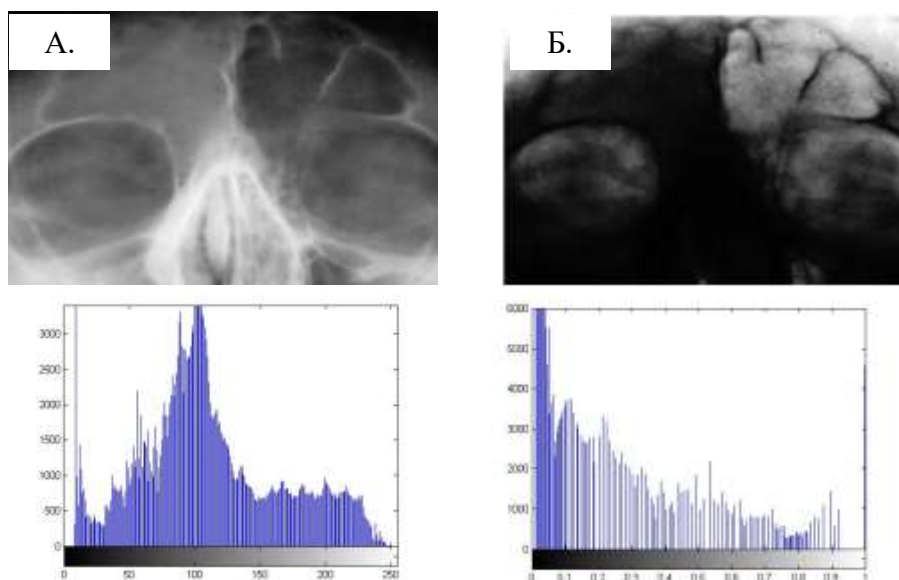


Рисунок 4. Рентгенограмма пациента с односторонним воспалением лобных пазух: А - исходное изображение и его гистограмма; Б- изображение и гистограмма после применения гиперболического преобразования

В основу частотных методов обработки изображения положено двумерное дискретное преобразование Фурье. Прямое дискретное Фурье-преобразование (ДФП) функции изображения  $f(x, y)$  размерами  $M \times N$  задается равенством [7]:

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} f(x, y) \cdot e^{-i2\pi \left( \frac{ux}{M} + \frac{vy}{N} \right)} \quad (14)$$

при  $u = 0, 1, 2, \dots, M-1$ ,  $v = 0, 1, 2, \dots, N-1$ . При этом частотной областью называется координатная система, задающая аргументы  $F(u, v)$  частотными переменными  $u, v$ . Прямоугольную область размера  $M \times N$ , задаваемую при  $u = 0, 1, 2, \dots, M-1$ ,  $v = 0, 1, 2, \dots, N-1$ , принято называть частотным прямоугольником.

Обратное преобразование Фурье задается формулой:

$$f(x, y) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) \cdot e^{-i2\pi \left( \frac{ux}{M} + \frac{vy}{N} \right)}. \quad (15)$$

Таким образом, зная  $F(u, v)$  можно восстановить  $f(x, y)$ . Основные шаги фильтрации в частотной области представлены на Рисунке 5 [6,7]:

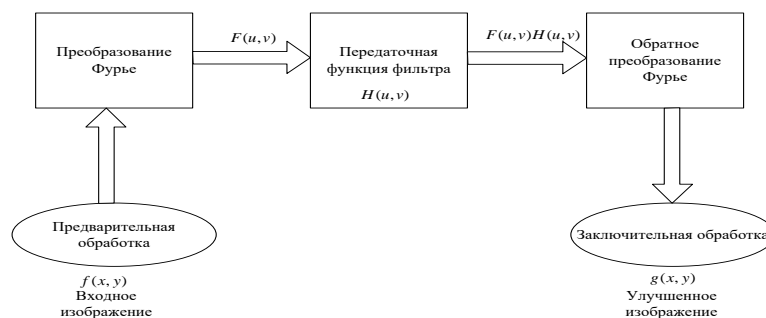


Рисунок 5 – Основные шаги фильтрации в частотной области

Шаги, изображенные на Рисунке 5, можно описать как:

1. Исходное изображение умножается на  $(-1)^{x+y}$ , чтобы его Фурье-преобразование оказалось центрированным, в соответствии с уравнением:

$$\mathfrak{F}[f(x, y)(-1)^{x+y}] = F(u - M/2; v - N/2). \quad (16)$$

2. Вычисляет прямое преобразование ДПФ  $F(u, v)$  изображения, полученное после шага 1.
3. Функция  $F(u, v)$  умножается на функцию фильтра  $H(u, v)$ , подавляющего некоторые частоты преобразования, оставляя при этом другие без изменения.
4. Вычисляется обратное ДПФ от результата шага 3;
5. Выделяется вещественная часть результата шага 4;
6. Результат шага 5 умножается на  $(-1)^{x+y}$ , чтобы скомпенсировать эффект от умножения входного изображения на ту же величину. Обратное ДПФ в этом случае является компенсированным.

Низкие частоты Фурье-преобразования отвечают за возникновение преувеличивающих значений яркости на гладких участках изображения, в то время как высокие частоты ответственны за такие детали, как контуры и шум.

В данной работе исследуются основные принципы организации обработки рентгенограммы, то из большого разнообразия фильтров в [7] выберем необходимые, позволяющие реализовать следующий порядок действий:

- нерезко маскировать небольшие изъяны, которые появились при дискретизации и квантовании изображения при сканировании, в результате будет получено расплывчатое изображений;

- выявить незаметные контуры изображения, воспользовались высокочастотным фильтром Баттерфорта второго порядка [7], согласно формуле (17), при этом результат фильтрации будет не очень выразителен, но на нем будут различимы основные контуры изображения;

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + [D(u, v) / D_0]^{2n}}, \quad (17)$$

где  $D(u, v)$  - расстояние от центра фильтра до точки  $(u, v)$ ,  $D_0$  - заданное неотрицательное число, при этом геометрическое место точек  $(u, v)$ , для которых  $D(u, v) = D_0$ , является окружностью.

- усилим высокие частоты, чтобы показать преимущество фильтрации с более высокими частотами, при этом будет сохранен общий яркостный тон исходного изображения;
- так как яркость изображения снимков лобных пазух пациента смещена в темную область градации, то воспользуемся методом гистограммной эквализации.

Реализация данного метода фильтрации рентгенограммы для каждого вида патологий представлена на Рисунке 6.

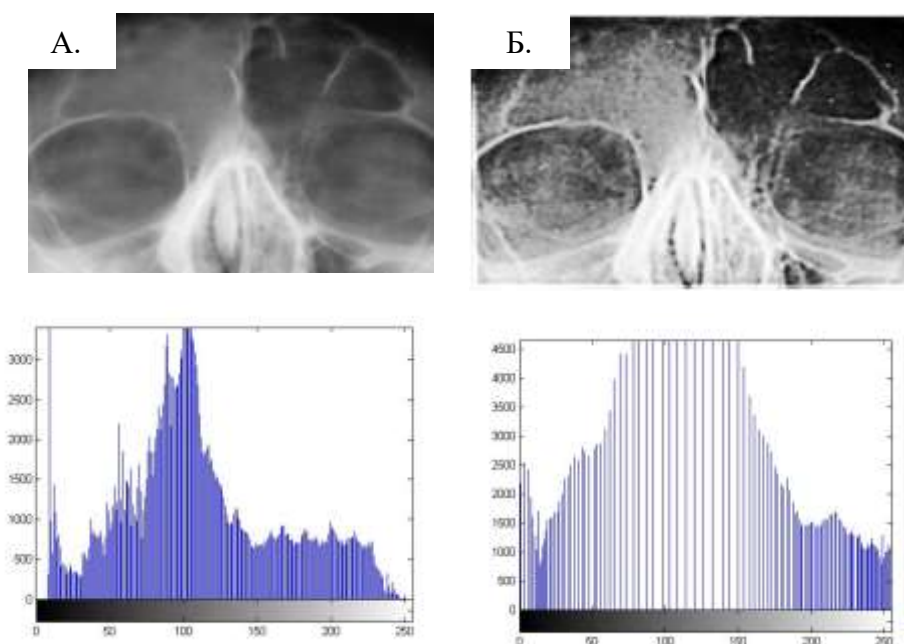


Рисунок 6. Рентгенограмма пациента с односторонним воспалением лобных пазух: А - исходное изображение и его гистограмма; Б- изображение и гистограмма после эквализации результата фильтрации с усилением высоких частот

### Заключение

Исследования, описанные в статье, направлены на улучшение цифрового отображения рентгенограммы на примере исследования лобных пазух пациента.

Проводя исследование влияния пространственных преобразований, было выявлено, что гиперболическое преобразование позволяет выделить значимые фрагменты рентгенограммы для врача-диагноста, а именно лобные пазухи. Данное преобразование может послужить в качестве базы для проведения сегментации изображения, повысив качество и точность проводимых исследований.

Фильтрация в частотной области по приведенному алгоритму на конкретных примерах рентгенограмм показывает, что совместное использование фильтрации с усилением высоких частот и метода гистограммной эквализации превосходит любой результат, который можно было бы получить, применяя любой другой из методов в отдельности. Так же было показано, что в результате применения фильтрации в частотной области на рентгенограмме четко выявлены структуры костей и других деталей, которые не видны в случае применения других методов обработки изображений, однако при этом на конечном изображении наблюдается некоторое усиление шумов, но это явление весьма характерно при растяжении диапазонов их яркостей.

*Результаты исследований, изложенные в данной статье, получены при финансовой поддержке Минобрнауки РФ в рамках реализации проекта «Разработка и создание высокотехнологичного производства отечественного инновационного цифрового рентгеновского комплекса с функцией томографического синтеза изображений» по постановлению правительства №218 от 09.04.2010г. Исследования проводились в ФГАОУ ВО ЮФУ.*

### ЛИТЕРАТУРА

1. Гланц С. Медико-биологическая статистика. – М.: Практика, 1999. 198 с.
2. Герман В.А., Потапов А.А. Обработка медицинских рентгеновских изображений фрактальными методами // Нелинейный мир, №5. Т.9, 2011. – С.275-278.
3. Гельман В.Я. Медицинская информатика: практикум (2-е издание). Спб.: Питер, 2002.480 с.
4. Волков А.Г. Лобные пазухи – Ростов н/Дону. Изд-во «Феникс», 2000, 512с.
5. Абламейко С.В., Лагуновский Д.М. Обработка изображений: технология, методы, применение. — Мн.: Амалфея, 2000. — 304 с.

6. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2006. – 1072 с.
7. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.

N. N. Chernov, A. P. Samoilenko, A. V. Prybylski  
**METHOD OF INCREASING THE INFORMATION CONTENT OF THE  
PRIMARY PROCESSING RADIOGRAPHS**

*Institute of nanotechnology, electronics and instrumentation  
Southern federal university*

*Qualitative analysis of the results of biomedical studies are often fraught with errors in decision making because it is associated with psycho-physiological status of the clinician-researcher, peculiarities of its perception, the terms of biomedical research, as a source of biomedical information. Research conducted in the article, aimed at improving the digital display of biomedical data with the aim of increasing their information. Based on the study of the influence spatial transformations, it was found that hyperbolic transformations allow you to highlight significant parts of the radiographs to the physician-diagnostician, in particular the frontal sinus patient. This transformation can serve as a base for carrying out an image segmentation will improve the quality and accuracy of research. Filtering in the frequency domain by the given algorithm on concrete examples of the radiographs shows that the combined use filter with high frequency gain and the method of histogram equalization is superior to any result that would be obtained by applying other methods of analysis. It is proved that the result of filtering in the frequency domain, the x-ray clearly revealed the bone structure and other details that are not visible in the case of other methods of image processing.*

**Keywords:** digital image, analysis of biomedical information, filtration, x-ray.

#### REFERENCES

1. Glants S. Mediko-biologicheskaya statistika. – М.: Praktika, 1999. 198 p.
2. German V.A., Potapov A.A. Obrabotka meditsinskikh rentgenovskikh izobrazheniy fraktal'nymi metodami // Nelineynyy mir, No.5. Vol.9, 2011. – pp.275-278.
3. Gel'man V.Ya. Meditsinskaya informatika: praktikum (2-e izdanie). Spb.: Piter, 2002.480 p.
4. Volkov A.G. Lobnye pazukhi – Rostov n/Donu. Izd-vo «Feniks», 2000, 512p.
5. Ablameyko S.V., Lagunovskiy D.M. Obrabotka izobrazheniy: tekhnologiya, metody, primeneniye. — Mn.: Amalfeya, 2000. — 304 p.
6. Gonsales R., Vuds R. Tsifrovaya obrabotka izobrazheniy. – М.: Tekhnosfera, 2006. – 1072 p.
7. Gonsales R., Vuds R., Eddins Tsifrovaya obrabotka izobrazheniy v srede MATLAB. – М.: Tekhnosfera, 2006. – 616 p.