

вый, красный, желтый и зеленый). Этот цветовой клин позволяет довольно точно визуальным образом определять оптическую плотность участков изображения.

8. Просмотр негативов. Исполняемая программа INDIC позволяет просматривать негативы. Нажатием клавиш АЦД «1», «2», ..., «F» устанавливается соответствующий масштаб. Кроме того, масштаб может увеличиваться или уменьшаться при помощи клавиш «IC», «DC». В зависимости от того, какая из трех клавиш («X», «Y», «Z») нажата, изображение будет визуализироваться либо на черно-белом дисплее, либо на цветном, либо на обоих. Имеется 8 клавиш — «→», «/», «↑», «\», «←», «<», «↓», «>», после нажатия которых начинается пошаговое перемещение в указанном клавишей направлении до тех пор, пока не будет нажата другая клавиша либо клавиша «ERASE», после чего перемещение прекращается. Индикация на цветном дисплее осуществляется при помощи 7-цветного клина, при этом имеется возможность его перемещения относительно начала (клавиши «IL» и «DL»).

Заключение. Описанная система базовых программных модулей является совместимой, легко расширяемой, не дублирующей написание сходных по конечному результату программ, доступна программисту-пользователю, реализующему алгоритм на языке высокого уровня (ФОРТРАН-IV, PLR-10). Модули написаны на Ассемблере и оптимизированы либо по объему занимаемой оперативной памяти, либо по быстродействию, либо по удобству работы с внешними устройствами в диалоговом режиме. При помощи данного набора модулей созданы и создаются диалоговые и полностью автоматизированные системы обработки изображений, использующие все возможности фотограмметрического автомата, его окружения и дисковой операционной системы ЕС-1010.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бурый Л. В. и др. Автоматизированный комплекс обработки изображений.— Автометрия. 1980, № 3.
2. Вечев Т. Совместное использование языка FORTRAN и компоновочного языка в программировании на ЭВМ ЕС-1010.— Бюл. «Системы математического обеспечения». Будапешт, Видеотон. 1975/1, с. 38—51.
3. Щербаченко А. М., Юрлов Ю. И. Электронные модули КАМАК прецизионных лазерных измерительных и управляющих систем.— Автометрия. 1980, № 3.
4. Гусев О. З. и др. Набор модулей САМАС для визуализации данных на экране электронно-лучевой трубки.— В кн.: Автоматизация эксперимента. Новосибирск, изд. ИАиЭ СО АН СССР, 1976.
5. Авдеев В. С. и др. Мониторный крейт.— Там же.
6. Золотухин Ю. Н., Якушев В. С. Привод телевизора.— В кн.: Автоматизация научных исследований на основе применения ЭВМ. (Тезисы докладов Всесоюз. конф.) Новосибирск, изд. ИАиЭ СО АН СССР, 1978.

Поступила в редакцию 16 октября 1979 г.

УДК 621.391.172 : 621.397.681.518.2

Т. П. БЕЛКОВА, Л. П. ЯРОСЛАВСКИЙ
(Москва)

ПРЕПАРИРОВАНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ДИАЛОГОВОМ РЕЖИМЕ В ЗАДАЧАХ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ И ИССЛЕДОВАНИЯ ПРИРОДНЫХ РЕСУРСОВ

Препарирование изображений — это их преобразование, направленное на облегчение их визуальной интерпретации [1—3]. Вследствие этого препарирование должно проводиться в диалоговом режиме с пользо-

вателем, осуществляющим визуальный анализ изображений. Такой режим обработки с использованием дисплеев и дисплейных процессоров для обработки изображений позволяет гибко управлять препарированием изображений и быстро интерпретировать информацию, содержащуюся в снимке, по результатам обработки, выводимым на экраны дисплеев в виде черно-белых и цветных изображений.

В данной работе описано дальнейшее развитие и обобщение методов препарирования изображений: адаптивных нелинейных амплитудных преобразований [1,3—6] и преобразований с использованием оптимальной линейной фильтрации и локализации объектов на изображении [5, 7].

Эти методы могут быть использованы для обработки изображений различной природы: аэрокосмических фотоснимков, в неразрушающем контроле, в гистологических исследованиях, в медицинской диагностике и т. д.

Работа выполнена на автоматизированной системе цифровой обработки изображений, установленной в ИПИ АН СССР [8]. Средствами обеспечения диалогового режима работы пользователя в этой системе являются дисплейный процессор, способный воспроизводить полутоновые черно-белые и цветные изображения [9], и символично-цифровой дисплей.

Все описанные в работе алгоритмы препарирования изображений реализованы в виде пакета соответствующих программ и позволяют проводить обработку в диалоговом режиме. Пользователь наблюдает исходное изображение на экранах дисплеев и с пульта задает размеры и местоположение фрагмента, представляющего для него наибольший интерес. При этом выбранный фрагмент очерчивается на экране дисплея рамкой. Программа позволяет передвигать рамку с помощью программируемых кнопок ручного управления дисплейного процессора и тем самым уточнять местоположение фрагмента. Параметры обработки, определяющие закон преобразования изображения, также задаются с пульта, а результаты преобразования и исходный фрагмент высвечиваются на экранах дисплеев. Меняя параметр обработки, пользователь добивается наилучшего выделения информативных особенностей на выбранном им фрагменте. При необходимости на экран дисплея могут быть одновременно выведены оригинал и результаты трех последних преобразований изображения, а наиболее интересные результаты документируются на магнитной ленте и фотоленке.

Алгоритмы препарирования были опробованы на аэрофотоснимках поверхности Земли для выделения структур, используемых в геологическом анализе и интерпретации изображений, а также на маммограммах с целью выделения на них диагностических признаков для ранней диагностики патологических изменений в ткани грудной железы.

Адаптивные амплитудные преобразования. *Степенная интенсификация изображений.* Степенная интенсификация [1] является одним из методов адаптивных амплитудных преобразований [1, 3] и частным случаем метода функциональной интенсификации изображения [10], а также представляет собой обобщение метода выравнивания гистограммы распределения элементов изображения по величине видеосигнала [4].

В случае степенной интенсификации крутизна функции преобразования связана степенной зависимостью со значениями исходной гистограммы [1], что приводит к следующей формуле преобразования сигнала:

$$B(A) = (B_{\max} - B_{\min}) \frac{\sum_{i=A_{\min}}^A p_i^k}{\sum_{i=A_{\min}}^{A_{\max}} p_i^k} + B_{\min}.$$

Здесь P_i — частота, с которой на изображении встречается значение ви-

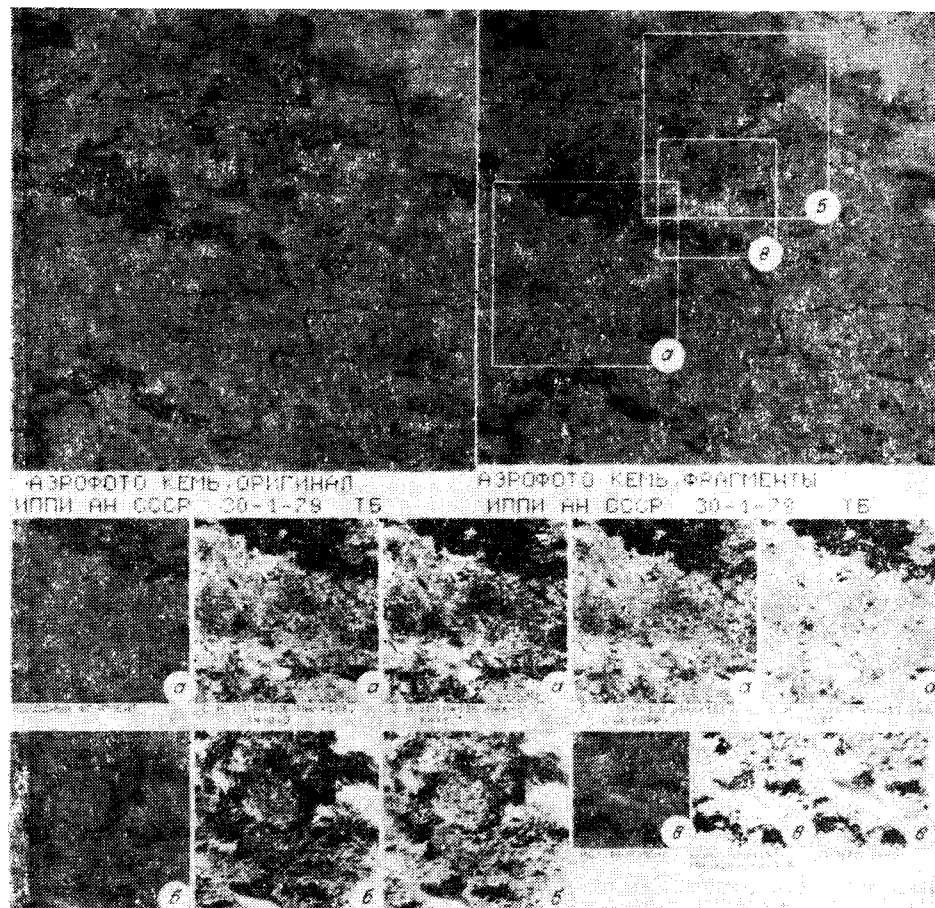


Рис. 1.

видеосигнала, равное i ; $B(A)$ — новое значение видеосигнала на преобразованном изображении; если на исходном было значение видеосигнала, равное A ; $[A_{\min}, A_{\max}]$, $[B_{\min}, B_{\max}]$ — диапазоны значений видеосигнала на исходном и преобразованном изображениях соответственно; k — показатель степени интенсификации.

Анализ этого преобразования показывает [4], что:

- 1) при $k = 0$ будет происходить линейное растяжение шкалы значений видеосигнала;
- 2) при $k = 1$ получается формула эквализации гистограммы;
- 3) при $k > 0$ увеличивается контраст на часто встречающихся уровнях значений видеосигнала, причем тем больше, чем больше величина степени k ;
- 4) при $k < 0$ моды гистограммы сжимаются, при этом на изображении выделяются области, аналогичные тем, которые получаются при квантовании изображения по модам гистограммы распределения элементов изображения по величине видеосигнала [4, 5]. Плавное изменение k в диапазоне его значений, можно получать изображения-препараты, на которых усилены различные особенности видеосигнала и варьируется степень их усиления.

На рис. 1 представлены результаты обработки фрагментов аэрофотоизображения ($a - b$) программой «Степенная интенсификация» с различными показателями степени интенсификации k в нескольких задаваемых

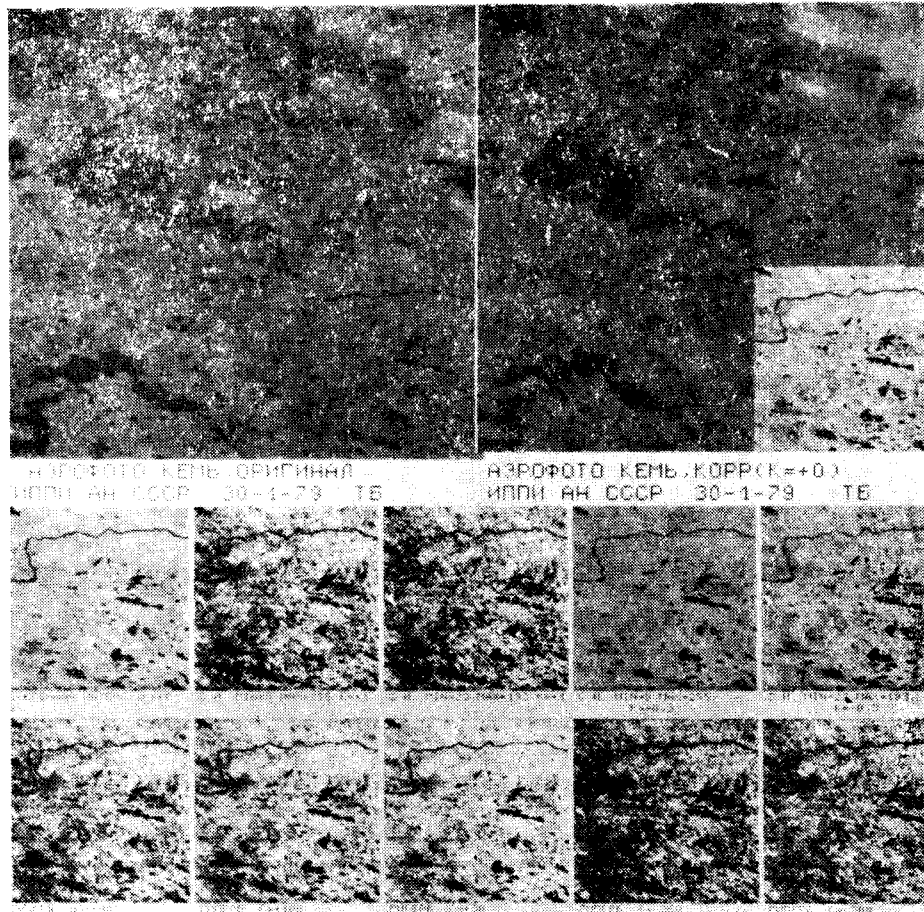


Рис. 2.

с пульта диапазонах значений видеосигнала (амплитудно-зависимая степенная интенсификация).

Рис. 2 иллюстрирует возможности степенной интенсификации по сравнению с обычной линейной коррекцией значений видеосигнала ($k=0$). Здесь обрабатывался фрагмент, предварительно скорректированный так, чтобы его видеосигнал занимал весь отведенный диапазон значений.

На рис. 3, 4 представлены результаты использования метода степенной интенсификации для обработки маммограмм. Обработка позволила выделить патологические изменения в ткани грудной железы (светлые узловые образования).

Интересные возможности дает контекстно зависимая от результатов предыдущей обработки степенная интенсификация (рис. 5). Белые точки, выделившиеся в результате такой обработки, представляют собой изображения микрокальцинатов, являющихся важным диагностическим признаком одной из форм рака грудной железы.

Метод гиперболизации гистограммы. Как известно, зрительный анализатор имеет нелинейную зависимость отклика от величины светового возбуждения. Эту нелинейность можно учесть при построении адаптивных амплитудных преобразований. В работе [6] было предложено преобразование, названное гиперболизацией гистограммы, которое дает изображение-препарат, воспринимаемое как изображение с равномерной

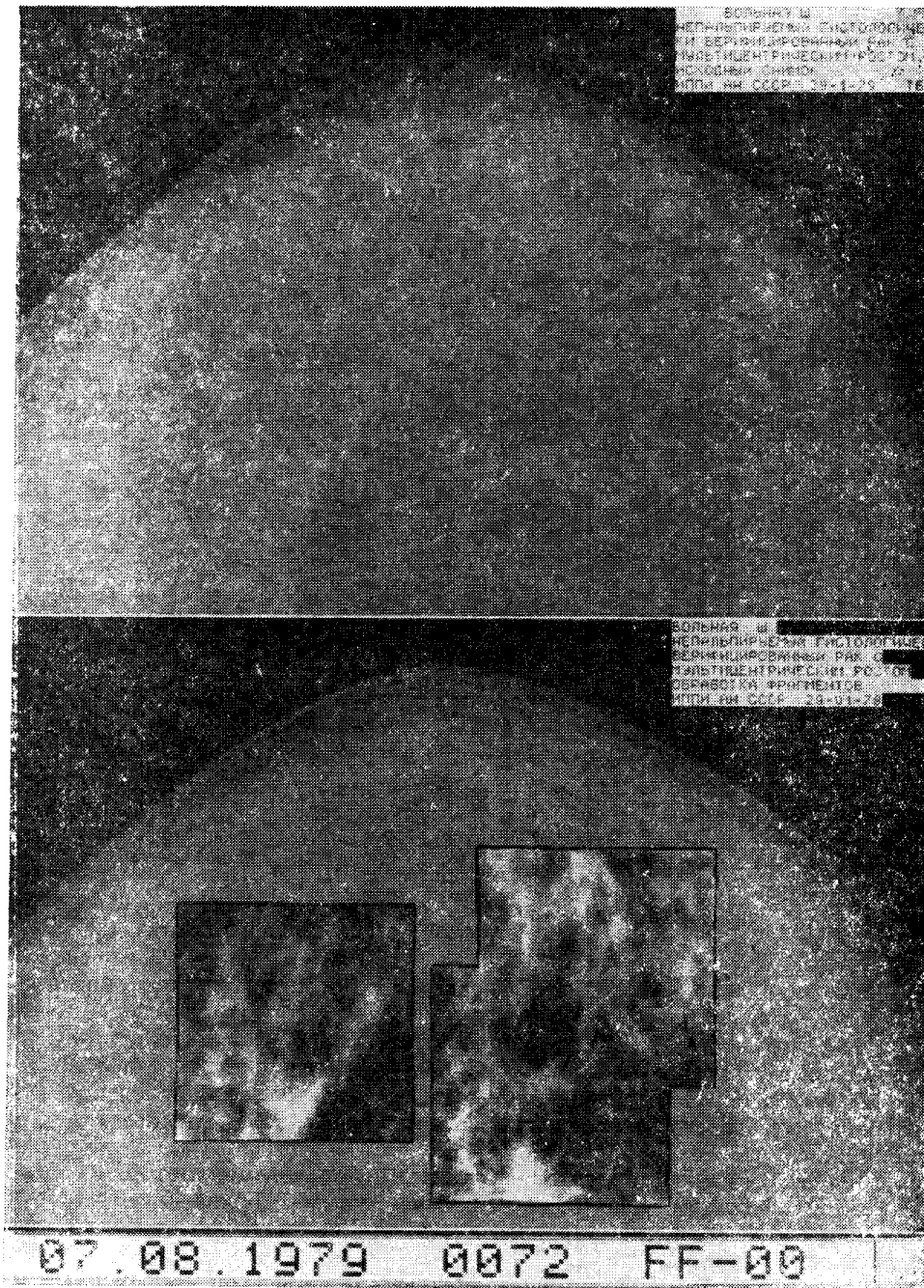


Рис. 3.

гистограммой. Формула этого преобразования при $A \in [0, 1]$, $B \in [0, 1]$ следующая:

$$B(A) = C \left[\left(1 + \frac{1}{C} \right)^{\sum_{i=0}^A P_i} - 1 \right].$$

Здесь C — экспериментально подбираемая неформализуемая константа,

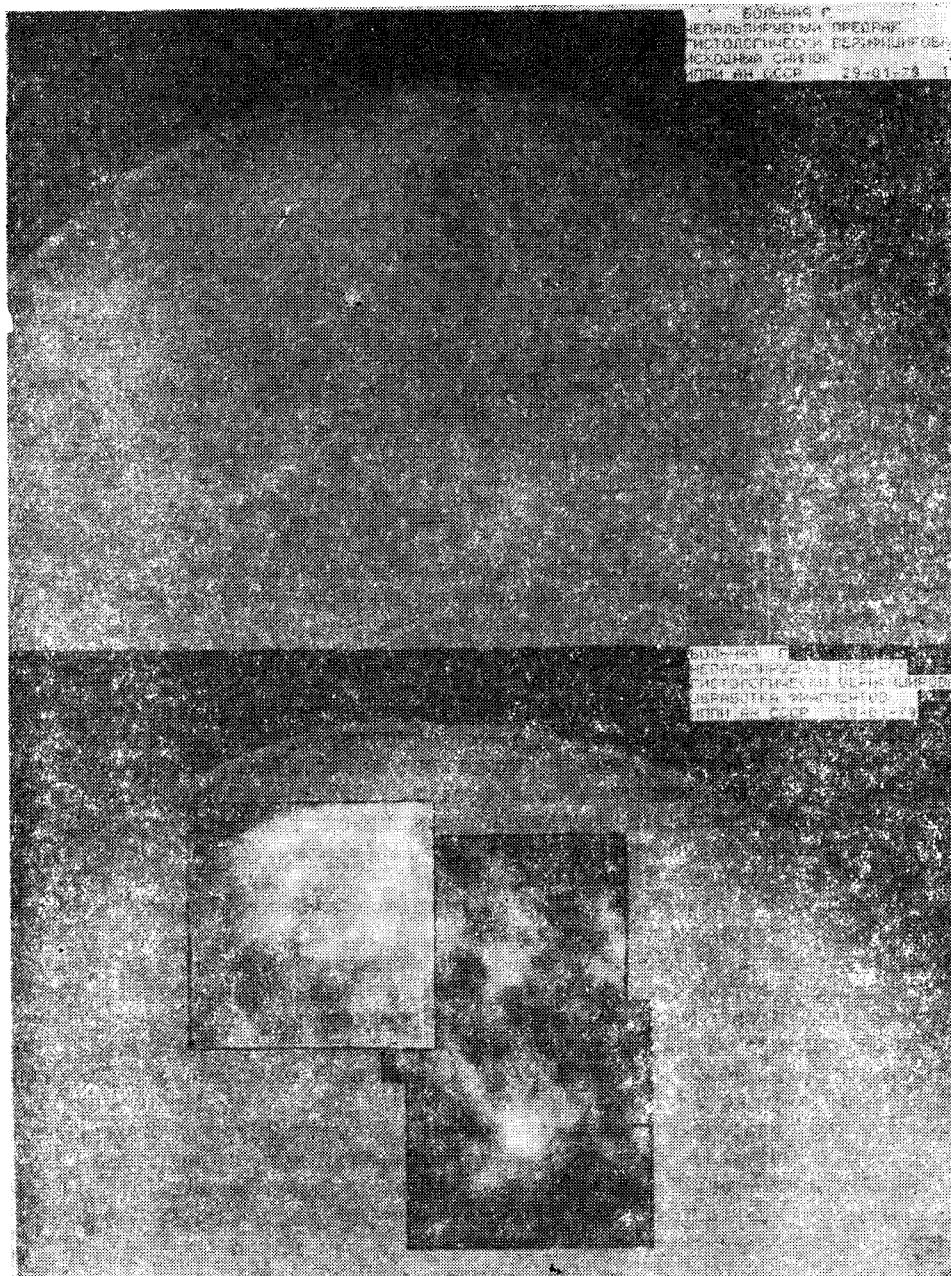


Рис. 4.

зависящая от условий наблюдения: размеров объекта, отражения фона и т. д.

В общем случае $A \in [A_{\min}, A_{\max}]$, $B \in [B_{\min}, B_{\max}]$ и преобразование проводится в соответствии с формулой [10]:

$$B(A) = (C + B_{\min}) \left[\left(\frac{C + B_{\max}}{C + B_{\min}} \right)^{\sum_{i=1}^A r_i} - C \right].$$

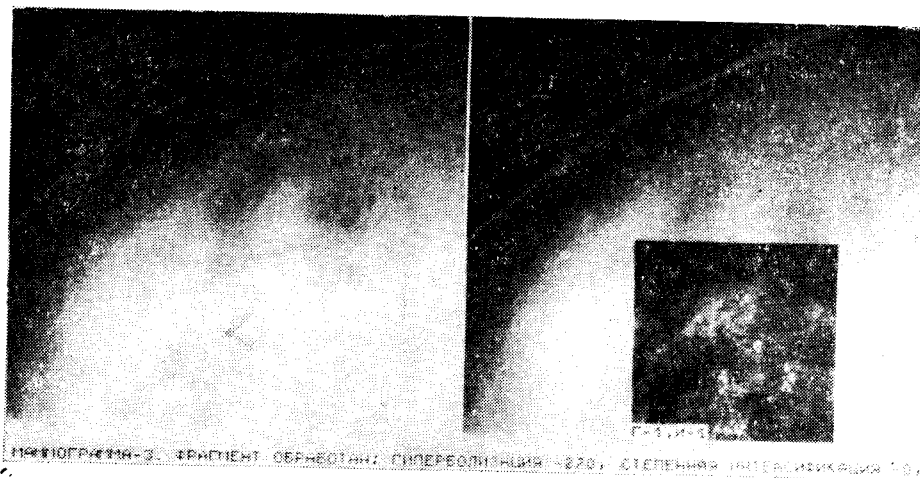


Рис. 5.

Интересной с точки зрения препарирования является возможность использования константы C в качестве параметра, позволяющего менять «условия наблюдения» искомого объектов [10]:

1) при $C \geq -B_{\min}$ получается усиление контраста на больших значениях видеосигнала;

2) при $C \leq -B_{\max}$ — усиление контраста на малых значениях видеосигнала; такие преобразования существенно важны для выделения особенностей лежащих на концах диапазона значений видеосигнала (см., например, [11], где усиление контраста на значениях видеосигнала, соответствующих концам гистограммы распределения элементов изображения по величине видеосигнала, позволяет выделить патологические изменения в ткани грудной железы);

3) при $C \gg -B_{\min}$, $C \ll -B_{\max}$ достигается эффект, близкий к тому, который дает метод выравнивания гистограммы.

На рис. 1, 2 показаны результаты применения данного алгоритма для обработки аэрофотоснимков поверхности Земли. Обработанный фрагмент на рис. 5 был получен путем последовательного применения к исходному снимку методов адаптивных амплитудных преобразований — метода гиперболизации с последующей степенной интенсификацией изображения (контекстно зависимая обработка).

Препарирование с использованием оптимальной линейной фильтрации. Этот метод можно трактовать как оптимальную линейную фильтрацию сигнала в шуме, если под сигналом понимать искомые объекты, а под шумом — несущественные для решения данной задачи визуального анализа детали изображения [3].

Переходная характеристика оптимального линейного фильтра $H(f_1, f_2)$, осуществляющего выделение искомого сигнала на изображении, определяется выражением

$$H(f_1, f_2) = |S_c(f_1, f_2)|^2 / |S_\Phi(f_1, f_2)|^2,$$

где $S_c(f_1, f_2)$ — спектр искомого объекта, $S_\Phi(f_1, f_2)$ — спектр фонового изображения. Эта операция может проводиться как в спектральной, так и в пространственной области с помощью однократной и многократной, параллельно-каскадной и последовательно-каскадной фильтраций сигнала двумерным разделимым рекурсивным фильтром [3, 12]:

$$\hat{a}_{h,l} = g_1 a_{h,l} + g_2 \left[a_{h,l} - \frac{1}{(N_{11} + N_{12} + 1)(N_{21} + N_{22} + 1)} \right] \times$$

$$\times \left[\sum_{m=-N_{11}}^{N_{12}} \sum_{n=-N_{21}}^{N_{22}} a_{h+m, l+n} \right] + (1 - g_1) \bar{a}.$$

Здесь $a_{h, l}$ — исходный видеосигнал; g_1 — константа, определяющая степень подавления низкочастотных (медленно меняющихся) составляющих сигнала; g_2 — константа, определяющая степень усиления высокочастотных составляющих, отвечающих за передачу мелких деталей. Параметры N_{11} , N_{12} , N_{21} , N_{22} определяют размеры прямоугольной окрестности, по которой проводится усреднение сигнала. Параметр \bar{a} задает среднее (фоновое) значение сигнала после обработки. Он выбирается так, чтобы значения обработанного сигнала не выходили за пределы отведенного диапазона. Параметры g_1 , g_2 и размеры окрестности, по которой проводится усреднение, определяются из условия аппроксимации требуемой частотной характеристики корректирующего фильтра.

На рис. 6, *a* приведен исходный снимок грудной железы, а на рис. 6, *б* — результат его обработки цифровым рекурсивным фильтром с параметрами $g_1 = 0$, $g_2 = 2$, $N_{11} = N_{12} = N_{21} = N_{22} = 16$. На обработанном снимке хорошо различимы белые точки, представляющие собой изображение микрокальцинатов.

Препарирование с использованием оптимальной линейной фильтрации и локализации объектов на изображении. Часто при анализе изображений возникает задача обнаружения и локализации (вычисления координат) искомого объекта на изображении.

Эта задача может быть решена несколькими способами. В данной работе для решения задачи обнаружения и локализации объекта на изображении был использован метод [7], обеспечивающий наилучшее качество измерения по отношению к ошибкам ложного обнаружения. В случае обнаружения точно известного объекта на пространственно-однородном изображении получено следующее выражение для переходной

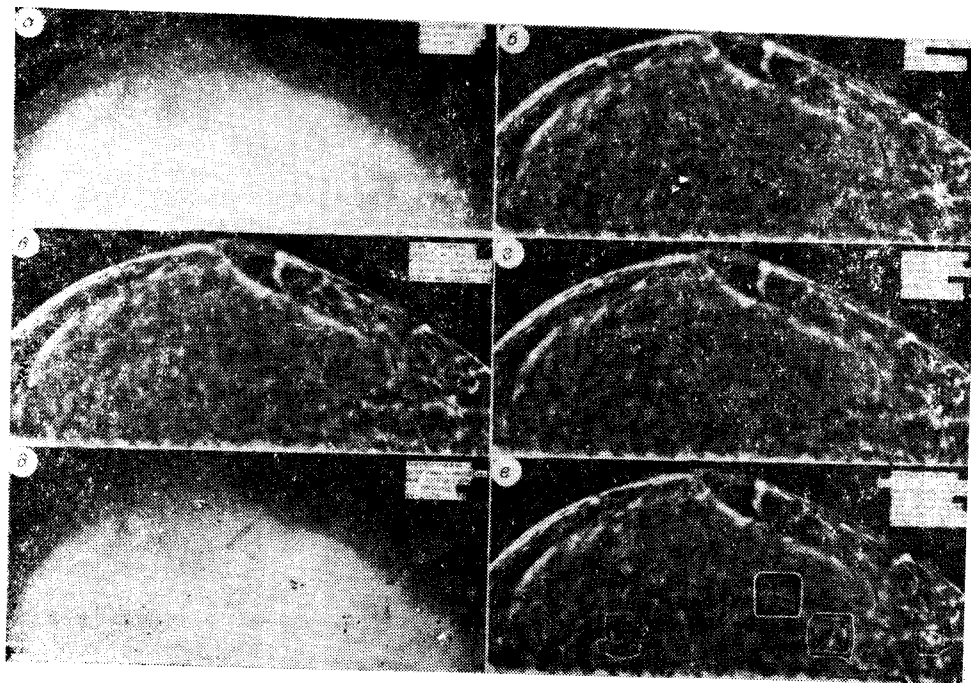


Рис. 6.

характеристики оптимального линейного фильтра-обнаружителя координат объекта [7]:

$$H_{\text{опт}} = \frac{S_c^*(f_1, f_2)}{|S_{\text{из}}(f_1, f_2)|^2}.$$

Здесь $S_c^*(f_1, f_2)$ — величина, комплексно-сопряженная спектру искомого объекта, $S_{\text{из}}(f_1, f_2)$ — спектр наблюдаемого изображения.

Если объект задан неточно, изображение неоднородно или требуется локализовать объект на смазанном снимке, выражение для переходной характеристики оптимального линейного фильтра-обнаружителя будет несколько другим [7] из-за учета этих факторов.

Безынерционное пороговое решающее устройство, поставленное на выходе такого фильтра-обнаружителя, позволяет измерить координаты наиболее вероятного местонахождения искомого объекта. В данной работе оптимальный линейный фильтр-обнаружитель был применен для обнаружения и локализации микрокальцинатов на снимке грудной железы.

Для визуализации найденных координат микрокальцинатов были использованы методы построения графических препаратов [3].

1. Применялась программа, рисующая кружки заданного диаметра и значений видеосигнала в координатах, соответствующих найденным точкам локализации микрокальцинатов.

2. Для проверки правильности нахождения микрокальцинатов эти кружки наносились на снимок, предварительно обработанный оптимальным линейным фильтром (см. рис. 6, в, з). На рис. 6, в приведен результат поиска микрокальцинатов по левой половине исходного снимка 6, а, на рис. 6, з поиск проводился по всему исходному снимку; на рис. 6, д изображения микрокальцинатов нанесены на исходный снимок.

3. Было получено изображение-препарат с нанесенными линиями равных значений плотности микрокальцинатов, которые очерчивают области, где вероятность нахождения микрокальцинатов наиболее высока (рис. 6, е).

ВЫВОДЫ

Методы препарирования в диалоговом режиме, использованные нами в задачах диагностики патологических изменений в тканях грудной железы, позволили выделить важные диагностические признаки: опухоли различной природы, мелкие вкрапления кальция в ткани грудной железы, являющиеся важным диагностическим признаком при ранней диагностике рака грудной железы [13]. Такая обработка дает возможность более надежно дифференцировать заболевание и ставить диагноз в более ранние сроки.

Использование методов препарирования для обработки аэрофото-снимков поверхности Земли позволяет облегчить выделение важных геологических структур: разрывы тектонических пород, протяженность и складчатость осадочных пород, замкнутость геологических структур.

ЛИТЕРАТУРА

1. Беликова Т. П., Ярославский Л. П. Использование адаптивных амплитудных преобразований для препарирования изображений.— Вопросы радиоэлектроники. Сер. общетехн., 1974, вып. 14, с. 88.
2. Ярославский Л. П. Цифровая обработка изображений.— Радиотехника, 1977, № 11.
3. Ярославский Л. П. Введение в цифровую обработку изображений. М., Сов. радио, 1979.

4. Гай Е. Н. Almost Uniform Distribution for Computer Image Enhancement.— IEEE Trans. on Computers, 1974, vol. C-23, N 2, p. 207—208.
5. Розенфельд А. Распознавание и обработка изображений. М., Мир, 1972.
6. Werner F. Image Enhancement by Histogram Hyperbolization.— Computer Graphics and Image Processing, 1977, vol. 6, N 3, p. 286—294.
7. Ярославский Л. П. Анализ оптимальных линейных измерителей координат объектов на изображениях.— Вопросы кибернетики, 1978, вып. 38, с. 32—49.
8. Великова Т. П., Кронрод М. А., Чочна П. А., Ярославский Л. П. Цифровая обработка фотоснимков поверхности Марса, переданных АМС «Марс 4» и «Марс 5».— Иссл. исследования, 1975, т. 13, № 6.
9. Векштейн И. М., Ярославский Л. П. Дисплейный процессор для автоматизированных систем цифровой обработки изображений.— Автометрия, 1980, № 3.
10. Великова Т. П. Исследование некоторых методов цифрового преобразования изображений.— В кн.: Цифровая обработка изображений. М., Наука, 1980.
11. Kinime C., Sklansky J. Medically Significant Features Image Display.— In: Proc. of the Symposium on Computeraided Diagnosis of Medical Images, Coronado, California, nov. 11, 1976.
12. Кронрод М. А. Несколько задач обработки изображений.— Вопросы кибернетики, 1977, вып. 38.
13. Великова Т. П., Ярославский Л. П., Джанчаров Д. П. и др. Использование ЭВМ для выделения некоторых патологических изменений на маммограммах.— В кн.: Материалы межотраслевой конференции. Новая техника в медицинской практике. М., изд. СМН им. Н. М. Сеченова, 1978.

Поступила в редакцию 27 августа 1979 г.

МВ 42-77-80/81/82

А. Н. УШАКОВ
(Москва)

АВТОМАТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ИНТЕРФЕРОГРАММ НА ЭВМ

Введение. Задача автоматической обработки интерферограмм возникает в связи с расширением объема исследований и повышением требований к точности восстановления фазы интерферограмм. Автоматизация процесса обработки позволяет с высокой точностью восстанавливать фазу в каждой точке поля, что практически невозможно вручную, а также проводить дальнейшую обработку полученных результатов.

В настоящее время существует несколько подходов к автоматической обработке интерферограмм. Первый заключается в анализе нескольких интерферограмм объекта, полученных при различных соотношениях фаз между двумя произвольными точками опорного и исследуемого волновых фронтов [1, 2]. Такой подход позволяет проводить обработку с высокой точностью за очень короткое время, но требует внесения изменений в схему интерферометра. Второй состоит в восстановлении фазы по единственной интерферограмме, обычно регистрируемой на промежуточном носителе [3—13]. Он обладает большей универсальностью, так как позволяет проводить обработку интерферограмм, снятых на различных интерферометрах, а также анализ быстропротекающих процессов и процессов, разделенных во времени и в пространстве (голографическая интерферометрия). Его недостаток состоит в большем времени обработки интерферограммы.

Обработка интерферограмм, зарегистрированных на промежуточном носителе, ведется несколькими способами в зависимости от их структуры. Интерферограммы, линии равной фазы которых представляют почти прямые линии с эквидистантно расположенными интерференционными экстремумами, обрабатываются по сечениям аналоговыми средствами или на ЭВМ [6, 8—10]. Другой подход состоит в аппроксимации всей фа-