
УДК 620.179

А.С. Огир, д-р техн. наук, **Е.А. Огир**, аспирант
Ин-т проблем моделирования
в энергетике им. Г.Е. Пухова НАН Украины
(Украина, 03164, Киев, ул. Генерала Наумова, 15,
тел. 4242296, e-mail: lenaogir@gmail.com)

Процедура фильтрации диагностических изображений для повышения их информативности

Визуализация обработанных медицинских изображений является обязательным первым шагом для достоверной диагностики, особенно при сложных патологиях. Для достижения существенного прогресса в качестве воссоздаваемого изображения требуется значительное увеличение точности содержащейся в нем информации. Представлен обзор методов фильтрации, с помощью которых можно повысить качество и информативность диагностических медицинских изображений. Для получения наилучшего результата оператор-диагност имеет возможность выбора необходимой последовательности фильтров в зависимости от типа диагностического изображения.

К л ю ч е в ы е с л о в а: медицинская визуализация, эхоскопия, билинейная и бикубическая интерполяция, фильтрация изображений.

Візуалізація оброблених медичних зображень є обов'язковим першим кроком для достовірної діагностики, особливо при складних патологіях. Для досягнення істотного прогресу в якості відтвореного зображення потрібно значне збільшення точності вміщеної в ньому інформації. Представлено огляд методів фільтрації, за допомогою яких можна підвищити якість і інформативність діагностичних медичних зображень. Для отримання найкращого результату оператор-діагност має можливість вибору необхідної послідовності фільтрів в залежності від типу діагностичного зображення.

К л ю ч о в і с л о в а: медична візуалізація, ехоскопія, білінійна та бікубічна інтерполяція, фільтрація зображень.

Одним из недостатков существующих методов получения диагностических изображений является тот факт, что в большинстве своем они обеспечивают формирование слабоконтрастных изображений, что вызывает необходимость развития методов их обработки. Улучшение изображений состоит в преобразовании их к более контрастному и информативному виду. Часто на изображении присутствуют искажения в определенных локальных областях, вызванные дифракцией света, недостатками опти-

© А.С. Огир, Е.А. Огир, 2017

ческих систем или расфокусировкой, что приводит к необходимости выполнения локальных преобразований изображения.

С усовершенствованием диагностического медицинского оборудования понятие «сигнал / помеха» перешло в область характеристик непосредственно медицинского оборудования, так как значительное уменьшение величины сигнал / помеха при получении первичного изображения существенно усложняет диагностический процесс. Понятно, что теоретическое разрешение изображения недостижимо при наличии приведенного (артефактного) изображения, которое представляет собой паразитную помеху, размывающую исходное изображение. Результирующее (видимое) разрешение необработанного исходного изображения уменьшается на 20—40%. В то же время, приведенное (артефактное) изображение в результате последовательного применения нескольких математических функций обработки изображений может быть частично, а иногда и в значительной степени, нивелировано.

Следует учесть, что технология обработки изображений зависит как от самого изображения, так и от методов его получения. Поэтому нельзя автоматически настроить установки и параметры обработки, а необходимо по отраженному изображению, итерационно корректировать функции и параметры обработки, добиваясь качественной визуализации, необходимой для диагностического процесса.

Предельная разрешающая способность результатов обработки в первую очередь зависит от отношения сигнал / помеха исходных изображений. Аналогичные задачи стоят и при печати с одного или нескольких изображений, как при печати на медицинских DICOM принтерах, так и при печати на профессиональных принтерах высокого разрешения [1]. Для 3D визуализации у большинства фирм-разработчиков программного медицинского обеспечения наработан значительный инструментарий для создания трехмерных моделей изучаемых объектов. Однако для визуализации 2D изображений не создано качественных инструментов обработки даже у ведущих производителей медицинской диагностической аппаратуры, что вынуждает врача ставить диагноз на основании интуиции, а не реально видеть его на картинке. Первоначально облученное поле считается известным по пространственному распределению амплитуды, фазы, геометрической формы, фронта зондирующей волны, вектора его поляризации в пространстве. Конечной целью решения задач акустической голографии, как и задач томографического синтеза, является получение высокоинформативных изображений неоднородностей среды и объектов контроля.

Важнейшей областью применения акустической голографии является задача медицинской визуализации, поскольку, с точки зрения физической

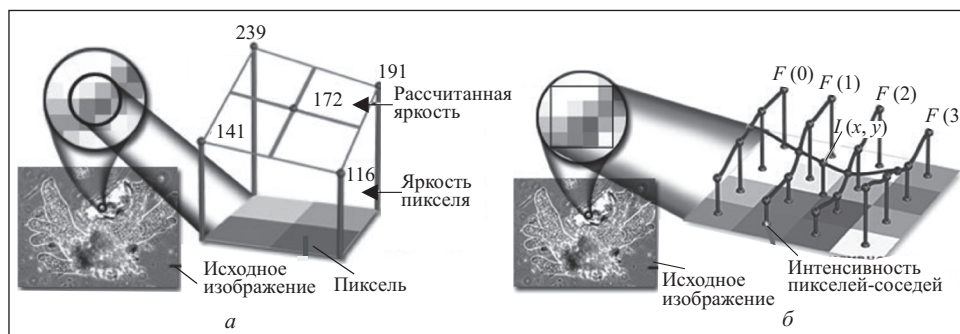


Рис. 1. Билинейная (а) и бикубическая (б) интерполяции изображения: 239, 191, 141, 116 — значения интенсивностей пикселей-соседей (по шкале оттенков серого от 0 до 255)

акустики, ткани человека есть среда со случайными неоднородностями, и акустические свойства этой среды позволяют описать, как меняется в пространстве плотность и локальные значения фазовой скорости звука. Для систем различного типа ультразвуковой (УЗ) эхоскопии, анализирующих амплитудные, амплитудно-фазовые, чисто фазовые описания пространственных распределений вторичных волновых полей, качество реконструируемых изображений будет различным при одинаковой чувствительности эхоприемников [2]. Например, при некоторых разновидностях рака молочной железы злокачественное образование отличается от здоровой ткани только величиной поглощения, характеризующей изменение скорости УЗ волны в среде (при этом различия незначительны).

Значительного улучшения качества изображения можно добиться, применив метод билинейной интерполяции, суть которого состоит в том, чтобы найти среднее арифметическое значение яркостей пикселей-соседей по горизонтали и вертикали. Яркость пикселя F можно рассчитать по формуле

$$F(x, y) = \frac{F(x-1, y) + F(x+1, y) + F(x, y-1) + F(x, y+1)}{4},$$

где x, y — координаты пикселя. Если изучается полноцветное изображение, то отдельно рассчитывают значения составляющих цвета (Red, Green, Blue) по соответствующим значениям пикселей-соседей.

Процесс билинейной интерполяции представлен на рис. 1, а, из которого следует, что яркость рассчитанного пикселя будет $F = (239 + 191 + 141 + 116) / 4 = 172$. Применение билинейной интерполяции позволяет получить изображение, с одной стороны, с достаточно четкими границами

неоднородностей, а с другой, — такое, которое не распадается на пиксели [3]. Еще лучшего изображения можно достичь, если в качестве метода интерполяции использовать метод бикубической интерполяции. Процесс расчета яркости (или цветов) пикселей, которые появляются при увеличении изображения, показан на рис. 1, б.

Алгоритм применения бикубической интерполяции заключается в следующем. Исходными данными для расчета является массив пикселей-соседей размера 4×4 . Сначала численными методами рассчитывают полиномы третьей степени $F(0), F(1), F(2), F(3)$ по значениям яркостей (интенсивностей) пикселей в одном из направлений массива, например в направлении оси u . Затем рассчитывают набор значений этих полиномов в координатах (по оси u), соответствующих координате расположения точки. Из полученного набора значений координат снова строят полином третьей степени. И, наконец, искомую яркость (интенсивность) рассчитывают с учетом значения этого полинома во второй координате точки. Применение бикубической интерполяции позволяет достичь высокого качества изображения.

Следует заметить, что описанный алгоритм — достаточно ресурсоемкий для вывода изображений в реальном времени, однако современные графические адаптеры справляются с таким расчетом.

Растровые фильтры. Качество изображения можно значительно улучшить, если обработать его с помощью специальных алгоритмов, называемых растровыми фильтрами [4]. Под фильтрацией изображений понимают операцию, в результате которой изображение получают такого же размера, как исходное по определенным правилам. Обычно интенсивность (цвет) каждого пикселя результирующего изображения обусловлена интенсивностями (цветами) точек, расположенных в некоторой его окрестности в исходном изображении.

Все растровые фильтры имеют следующие общие черты:

каждый пиксель исходного изображения обрабатывается независимо от других;

входная информация при обработке каждого пикселя включает значения точек исходного изображения и дополнительные параметры обработки;

размеры и положение на экране исходного изображения не меняются.

Описанные свойства растровых фильтров позволяют в полной мере использовать пиксельные шрейдеры графических адаптеров и проводить обработку в темпе реального времени [4, 5].

Будем считать заданным исходное изображение A . Обозначим интенсивности его точек $A(x, y)$. Растровый (линейный) фильтр определяется

некоторой заданной на растре функцией F , которая называется ядром фильтра. Фильтрация выполняется с помощью операции дискретной свертки (взвешенной суммы):

$$B(x, y) = \sum_i \sum_j F(i, j) A(x+i, y+j). \quad (1)$$

В результате получаем изображение B . Обычно ядро фильтра отлично от нуля только в некоторой окрестности N точки (x, y) . За пределами этой окрестности значение $F(i, j)$ либо равно нулю либо очень близко к нему, поэтому можно им пренебречь. Значение каждого пикселя $B(x, y)$ определяется пикселями изображения A , находящимися в окне N , и центрируется в точке (x, y) . Обозначим это множество $N(x, y)$. Ядро фильтра, заданное на прямоугольнике N , будем рассматривать как матрицу $m \times n$, где длины сторон — нечетные числа. При задании ядра центрируем матрицу M_{kl} :

$$F(i, j) = M_{i+\frac{m-1}{2}, j+\frac{n-1}{2}}.$$

В случае, когда пиксель с координатами (x, y) находится в окрестности краев изображения, $A(x+i, y+j)$ в выражении (1) соответствует пикселю, лежащему за пределами изображения A . Данную проблему можно решить несколькими способами:

не проводить фильтрацию для таких точек, а обрезать изображение B по краям, или закрашивать их, например, черным цветом;

не включать соответствующий пиксель в суммирование, распределив его вес $F(i, j)$ равномерно среди других точек окрестности $N(x, y)$;

доопределить значения пикселей за пределами изображения с помощью экстраполяции, например, считать постоянным значение интенсивности вблизи границы или значение градиента интенсивности вблизи границы;

доопределить значения пикселей за пределами изображения с помощью отражения ($A(2, 5) = A(2, 5)$).

Выбор способа решения следует осуществлять с учетом конкретного фильтра и особенностей задачи.

Фильтр яркости — один из простых растровых фильтров выводимого изображения. Интенсивность пикселя выводимого изображения такого фильтра определяется по формуле

$$B(x, y) = A(x, y) + C, \quad (2)$$

где $A(x, y)$ — интенсивность пикселя исходного изображения; x, y — координаты пикселя изображения; C — постоянное значение, соответствующее степени изменения яркости изображения.

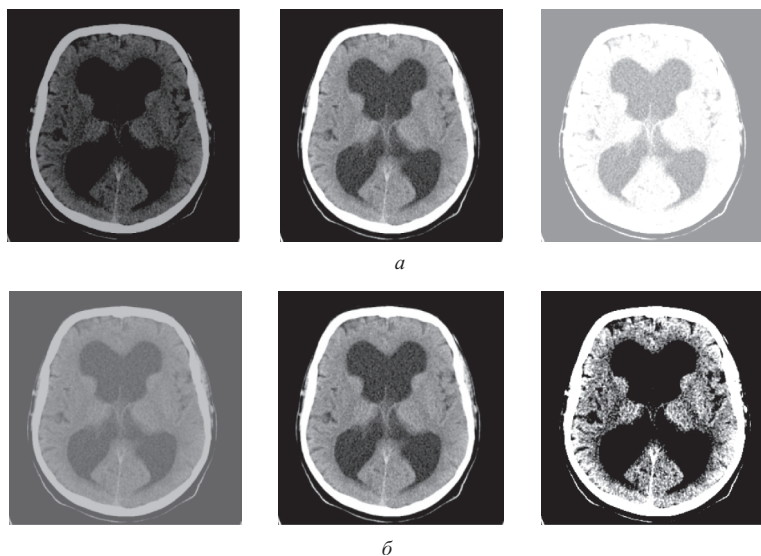


Рис. 2. Изменение яркости (а) и контрастности (б) изображения с помощью фильтра яркости

Результат применения фильтра яркости показан на рис. 2, а, из которого видно, что оптимальная для данного изображения яркость в значительной степени улучшает интерпретацию неоднородностей объекта диагностирования.

Фильтр контрастности позволяет увеличить контрастность изображения, при этом яркие участки становятся еще ярче, а темные — темнее. На рис. 2, б, представлено одно и то же изображение с разными параметрами контрастности. Такому фильтру соответствует формула (2).

Следует заметить, что повышение контрастности, с одной стороны, делает все границы между неоднородностями предельно четкими и удобными для интерпретации, однако, с другой стороны, могут исчезнуть некоторые характерные особенности изображения объекта контроля.

Прямоугольный сглаживающий фильтр радиуса r задается с помощью матрицы размера $(2r + 1) \times (2r + 1)$, все значения которой равны $1/(2r + 1)^2$, а сумма по всем элементам равна единице. При фильтрации с данным ядром значение пикселя заменяется усредненным значением пикселей в квадрате со стороной $2r + 1$ вокруг него. Результат фильтрации с помощью прямоугольного фильтра приведен на рис. 3, а.

В системах УЗ эхоскопии такие фильтры применяются для шумоподавления, т.е. восстановления исходного изображения, к пикселям которого добавлен случайный шум. Изменение шума происходит независимо от

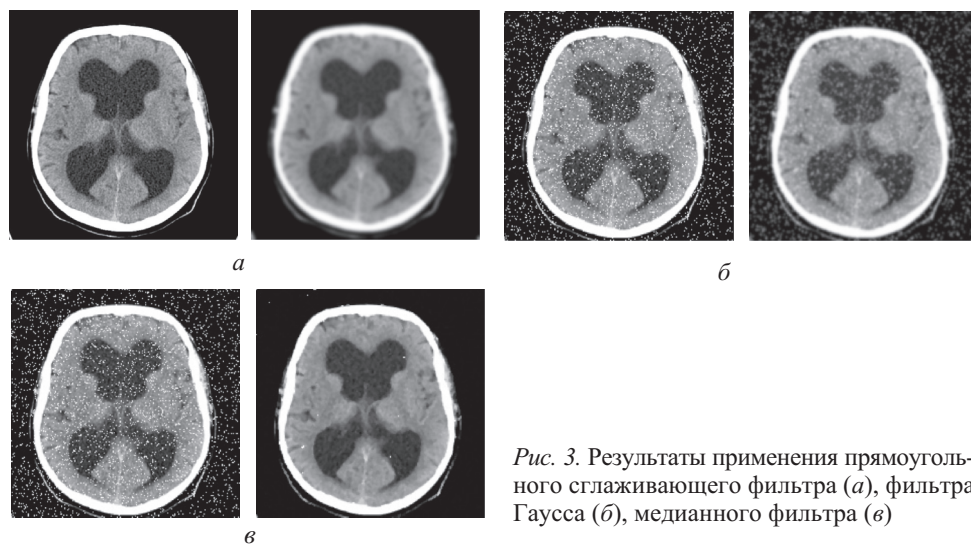


Рис. 3. Результаты применения прямоугольного сглаживающего фильтра (а), фильтра Гаусса (б), медианного фильтра (в)

пикселя к пикселю, и при условии, что математическое ожидание значения шума равно нулю, шумы соседних пикселей компенсируют друг друга. Чем больше окно фильтрации, тем меньше усредненная интенсивность шума, однако при этом происходит и существенное размытие значимых деталей изображения.

Естественно предположить, что начальным незашумленным изображением будет сходство значений интенсивности пикселей, находящихся рядом. При этом, чем меньше расстояние между пикселями, тем больше вероятность их сходства. Это отличает первоначальное незашумленное изображение от шумовой компоненты, для которой сходство точек не зависит от расстояния между ними. Поэтому можно полагать, что шумоподавление с помощью прямоугольного фильтра имеет существенный недостаток: пиксели, находящиеся на расстоянии r от обрабатываемого, влияют на результат в той же степени, что и соседние [2, 3]. Более эффективно шумоподавление можно осуществить, если влияние пикселей друг на друга уменьшается с увеличением расстояния между ними.

Фильтр Гаусса с ядром

$$F(i, j) = \frac{1}{2\pi\sigma} e^{\left(-\frac{i^2+j^2}{2\sigma^2}\right)}, \quad (3)$$

обладающий указанным выше свойством, имеет ненулевое ядро бесконечного размера. Однако ядро фильтра очень быстро уменьшается до нуля

при удалении от точки $(0, 0)$. Поэтому на практике можно ограничиться сверткой с окном небольшого размера вокруг точки $(0, 0)$ (например, взяв радиус окна равным 3σ).

Фильтр Гаусса является сглаживающим (рис. 3, б). Однако, в отличие от прямоугольного фильтра, образом точки при гауссовой фильтрации является симметричное размытое пятно с уменьшением яркости от середины к краям, что гораздо больше соответствует реальному размытию от расфокусированных линз. Таким образом, использование фильтра Гаусса можно считать более эффективным при шумоподавлении: влияние пикселей друг на друга при такой фильтрации обратно пропорционально квадрату расстояния между ними. Как видно из (3), коэффициент пропорциональности, а следовательно, и степень размытия, определяются параметром σ .

Медианный фильтр [5, 6] — один из лучших для устранения помех. Помеха с нулевым математическим ожиданием, прилагаемая к исходному сигналу, — один из видов помех. Медианная фильтрация позволяет эффективно преодолевать помехи в более общем случае, когда они независимо влияют на отдельные пиксели. Преимущество медианной фильтрации перед линейной сглаживающей фильтрацией заключается в том, что «горячий» пиксель на темном фоне будет заменен черным, а не размыт по окраине (рис. 3, в).

Медианный фильтр основан на нахождении медианы — среднего элемента последовательности — в результате ее упорядочивания по возрастанию (убыванию). Например, для окрестности $N(x, y)$, имеющей девять точек-соседей, необходимо упорядочить по возрастанию значения интенсивностей этих точек и назначить искомому пикселю значение пятого из найденной последовательности.

В результате применения сглаживающей фильтрации, как и билинейной (бикубической) интерполяции, изображение теряет резкость, становится более размытым. Для повышения четкости изображения в этом случае используются фильтры, называемые контрастоповышающими, например фильтры с ядрами, которые заданы матрицами

$$F = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 5 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}, \quad F = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}.$$

Эффект повышения контраста достигается в результате проявления разницы между интенсивностями соседних пикселей при отдалении их



Рис. 4. Результат применения контрастоповышающих фильтров

друг от друга. Этот эффект тем значительнее, чем больше значение центрального члена ядра. Характерным артефактом линейной контрастоповышающей фильтрации являются заметные светлые и менее заметные темные ореолы вокруг границ (рис. 4).

Разностные фильтры, используемые в системах УЗ эхоскопии, задаются дискретными аппроксимациями дифференциальных операторов (по методу конечных разностей). Простым дифференциальным оператором является взятие производной по одной координате $\partial/(\partial x)$. Данный оператор определен для непрерывных функций. Существует много способов определить аналогичный оператор для дискретных изображений с помощью линейного фильтра. В частности, распространенными вариантами являются фильтры Прюита (Prewitt),

$$F = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

и фильтры Собеля (Sobel):

$$F = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Фильтры, приближающие оператор производной по y координате $\partial/(\partial y)$; получают транспонированием матриц. При этом, в отличие от сглаживающих и контрастоповышающих фильтров, не меняют среднюю интенсивность изображения (сумма элементов ядра равна единице). В результате применения разностных операторов, как правило, получается изображение со средним значением интенсивности пикселя, близким к

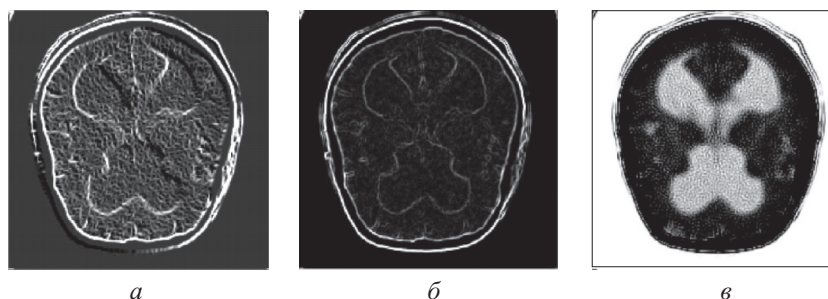


Рис. 5. Результаты использования фильтров выделения границ: *а* — фильтр Прюита; *б* — фильтр Собеля; *в* — фильтр Лапласа

нулю (сумма элементов ядра фильтра равна нулю). Вертикальному перепаду (границе) исходного изображения соответствуют пиксели с большими (по модулю) значениями на результирующем изображении. Поэтому разностные фильтры определяют пределы неоднородностей изображения.

Аналогично с помощью метода конечных разностей можно объединить фильтры для других дифференциальных операторов. В частности, дифференциальный оператор Лапласа

$$\Delta = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2}$$

можно приблизить к дискретному изображению, используя фильтр с матрицей

$$F = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}.$$

На рис. 5 показаны примеры применения фильтров, выделяющих границы неоднородностей изображения.

Несмотря на то, что применение данной группы фильтров существенно искажает исходное изображение, в полученном изображении значительно подчеркнуты те особенности (границы неоднородности среды или диагностируемого объекта), которые могут оказаться определяющими для точной диагностики. Возможность применения (в темпе реального времени) одного или нескольких фильтров, в зависимости от типа диагностики, при разработке технологии обработки диагностических изображений является хорошим решением для оператора.

Выводы

Формирование изображений — важный этап в работе систем эхоскопии. От качества сформированного акустического изображения зависит достоверность интерпретации выявленных системой неоднородностей внутренней структуры сканируемого объекта, их геометрических размеров и местоположения.

Задачи формирования и вывода акустического изображения в системе эхоскопии можно разделить на два класса:

задачи преобразования геометрии изображения с учетом способа сканирования, параметров сканирующей подсистемы и физических условий рассеяния ультразвука в зондируемой среде;

задачи обработки регистрируемых данных (в пикселях изображений) с целью улучшения качества изображения.

В системе эхоскопии эти задачи реализуются с помощью процессоров видеоадаптеров. Восстановление соответствующей геометрии реального изображения осуществляется посредством использования подпрограммы вершинного шрейдера графического адаптера. Это связано с тем, что в процессе изменения геометрии формируемого акустического изображения меняются координаты точек, при этом значения интенсивностей пикселей остаются неизменными.

Задачи, связанные с улучшением качества изображения, как правило, решаются с помощью использования процедур фильтрации билинейной и бикубической интерполяции с неискажающим увеличением выбранных фрагментов изображения. Применение этих вычислительных процедур улучшает также пространственное разрешение мелких деталей сканируемого объекта посредством выравнивания гистограммы интенсивности пикселей.

Применение медианной и гауссовой фильтрации в системе эхоскопии позволяет уменьшить зашумленность начальных акустических изображений, что является важным условием для достоверной интерпретации неоднородностей сканируемой среды. Для различных типов акустических изображений набор и последовательность применения фильтров с целью достижения наилучшего результата могут быть различными. Поэтому в проектируемой технологии эхоскопии оператор имеет возможность определить набор процедур фильтрации в зависимости от вида текущего изображения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Авшаров Е.М.* Графическая станция создания, хранения, конвертирования, обработки и визуализации DICOM изображений и PDF документов. — [Эл. ресурс]. — Режим доступа — http://www.course-as.ru/download/pdf/AS_GSV-Michelangelo.pdf, 2010, 71 с.
2. *Евдокимов В.Ф., Огир А.С.* О дискретной математической модели звуковой голограммы // *Электрон. моделирование*. — 2000. — **22**, № 1. — С. 3—8.
3. *Огир А.С., Тарапата В.В., Огир Е.А.* О голографической системе визуализации медицинского назначения // *Сб. науч. трудов ИПМЭ НАНУ «Інформаційні технології»*. — 2006. — № 37. — С. 3—6.
4. *Евдокимов В.Ф., Огир А.С.* О построении системы ультразвукового контроля конструкционных материалов объектов энергетики и машиностроения // *Там же*. — 2001. — **23**, № 5. — С. 85—90.
5. *Евдокимов В.Ф., Огир А.С., Чемерис А.А. и др.* Методы обработки эхосигналов, используемые в медицинских голографических системах визуализации // *Там же*. — 2011. — **33**, № 1. — С. 99—114.
6. *Евдокимов В.Ф., Огир А.С., Тарапата В.В.* Математические модели процессов формирования изображений в системах ультразвуковой дефектоскопии неголографического типа // *Электрон. моделирование*. — 2008. — **30**, № 1. — С. 89—102.

Поступила 01.02.17;
после доработки 16.03.17

REFERENCES

1. Avsharov, E.M. (2010), "The graphic station of creation storage, conversion, processing and visualization of DICOM images and PDF documents", available at: http://www.course-as.ru/download/pdf/AS_GSV-Michelangelo.
2. Evdokimov, V.F. and Ogir, A.S. (2000), "The discrete mathematical model for sound hologram", *Elektronnoe modelirovanie*, Vol. 22, no. 1, pp. 3-8.
3. Ogir, A.S., Tarapata, V.V. and Ogir, E.A. (2006), "About holographic visualization system for medical purposes", *Informatsionnyie tekhnologii*, Sbornik nauchnykh trudov IPME NAN Ukrainy, no. 37, pp. 3-6.
4. Evdokimov, V.F. and Ogir, A.S. (2001), "On construction of an ultrasonic monitoring system for the structural materials and objects of engineering", *Elektronnoe modelirovanie*, Vol. 23, no. 5, pp. 85-90.
5. Evdokimov, V.F., Ogir, A.S., Chemeris, A.A. and et al. (2011), "The method of processing echo signals which are used in medical holographic visualization systems", *Elektronnoe modelirovanie*, Vol. 33, no.1, pp. 99-114.
6. Evdokimov, V.F., Ogir, A.S. and Tarapata, V.V. (2008), "Mathematical models of the imaging processes in the systems of ultrasonic testing of nonholographic type", *Elektronnoe modelirovanie*, Vol. 30, no. 1, pp. 89-102.

Received 01.02.17;
after revision 16.03.17

A.S. Ogir, E.A. Ogir

THE PROCEDURE OF FILTERING DIAGNOSTIC IMAGES
TO ENHANCE THEIR INFORMATIVENESS

Visualization of the processed medical images is a mandatory first step to reliable diagnosis, especially with complicated pathologies. To achieve substantial progress in quality of the restored image a significant increase of the accuracy of the information contained therein is required. The article presents an overview of filtration methods, through which it is possible to improve the quality and, accordingly, the informativeness of diagnostic medical images. To obtain the best result, the diagnostic operator can given choose the necessary sequence of filters, depending on the type of the diagnostic image.

Keywords: medical imaging, echoscopy, bicubic and bilinear interpolation, images filtration.

ОГИР Александр Степанович, д-р техн. наук, гл. науч. сотр. Ин-та проблем моделирования в энергетике им. Г.Е. Пухова НАН Украины. В 1972 г. окончил Киевский ин-т инженеров гражданской авиации. Область научных исследований — цифровая обработка сигналов и акустическая голография.

ОГИР Елена Александровна, аспирант, мл. науч. сотр. Ин-та проблем моделирования в энергетике им. Г.Е. Пухова НАН Украины. В 2003 г. окончила Национальный авиационный университет (г. Киев). Область научных исследований — математическое и компьютерное моделирование в области ультразвуковой диагностики материалов и сред; обработка, постобработка диагностических изображений медицинского назначения.

