

Литература

1. Филиппов Л. И. Принципы аналитического представления и дискретизации сигналов // Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика. 2000. № 10.
2. Марпл.-мл. С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения / Пер. с англ. М.: Мир, 1990.
3. Клионский Д. М. Декомпозиция на эмпирические моды в современной цифровой обработке сигналов // Цифровая обработка сигналов и ее применение: Тр. 10-й Междунар. конф.-выставки. М., 2008.

4. Козлов В. В. Метод Прони и метод гармонического разложения Писаренко при определении параметров гармонического сигнала // Информационно-измерительная техника: Труды Университета. — Пенза: Изд-во ПГУ, 2005. Вып. 29.

5. Мясникова М. Г., Цыпин Б. В., Михайлов П. Г. Преобразование Прони в задаче измерения параметров гармонических сигналов в шумах // Датчики и системы 2007. № 4.

Дата принятия 28.07.2010 г.

004.932.4

Обработка флюорографических снимков методом декомпозиции на эмпирические моды

А. Ю. ТЫЧКОВ, П. П. ЧУРАКОВ

Пензенский государственный университет, Пенза, Россия, e-mail: tychkov-a@mail.ru

Показано, что эффективность обработки флюорографических снимков напрямую зависит от качества устранения помех. Предложено для подавления помех на флюорографических снимках использовать метод декомпозиции на эмпирические моды. Разработан алгоритм помехоподавления, основанный на пороговой обработке частотных составляющих флюорографического снимка. Проведена количественная оценка качества помехоподавления.

Ключевые слова: флюорографический снимок, декомпозиция на эмпирические моды, частотные составляющие, пороговая обработка.

The efficiency of photofluorographic pictures processing directly depends on the noise rejection quality. For noise on photofluorographic picture the use of the decomposition on empirical modes method is suggested. The noise cancellation designed algorithm based on fluorographic picture frequency components threshold processing is developed. The quantitative estimation of noise cancellation quality is carried out.

Key words: photofluorographic picture, decomposition on empirical modes, frequency components, threshold processing.

В настоящее время одним из основных источников получения диагностической информации о физиологическом состоянии органов грудной клетки человека и животных являются флюорографические снимки, полученные при помощи цифровых рентгенографических систем [1]. Наиболее известны среди них рентгеновский анализатор «Thoroscan» фирмы «Nucletron» (США) [2], рентгенографическое устройство «Digidelca» фирмы «Oldelft» (Голландия) [3], малодозовый цифровой флюорограф «Пульмоскан» фирмы «Ада-ни» (Беларусь) [4] и малодозовая цифровая рентгенографическая установка МЦРУ «Сибирь-Н» (Россия) [5].

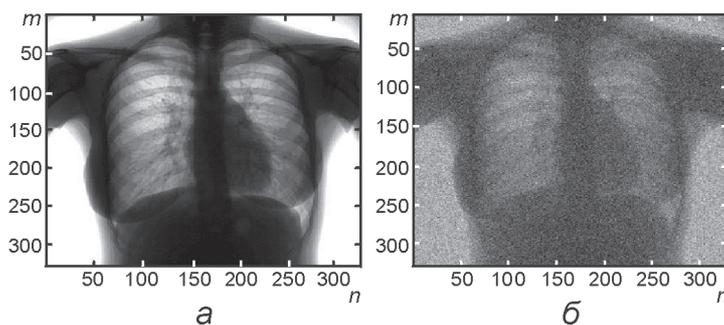
Современные цифровые рентгенографические системы должны обеспечивать высокое качество снимка и широкие диагностические возможности, низкие дозы облучения пациентов, высокую надежность и приемлемую цену [6]. Цифровое представление изображения позволяет реализовать оперативную высокоточную диагностику, надежное архивирование и высоконадежную передачу снимков на значительные расстояния. Однако существует ряд причин, вызывающих искажения информации в процессе ее получения и передачи по каналам связи.

Постановка задачи. Основными причинами получения некачественного флюорографического снимка являются сто-

ронные возмущения, называемые помехами или шумами [7, 8]. По характеру проявления различают помехи частотой до 40 Гц, вызванные движением пациента при обследовании (артефакт движения); сетевые помехи, возникающие при переключении в сети мощной медицинской аппаратуры (импульсный шум); помехи из-за некачественных контактов, каналов связи и внешних наводок. Последние носят случайный характер, их составляющие не коррелированы и относятся к белому шуму. Эффективное подавление помех при сохранении важных деталей является основной проблемой при обработке флюорографических снимков и основным направлением совершенствования систем их обработки.

При подавлении белого и импульсного шумов необходимо сохранить четкость границ объектов и мелких деталей, соизмеримых по интенсивности с помехами. Это обычно реализуется при помощи цифровых линейных или вейвлет-фильтров. Однако эти фильтры в ряде случаев не могут обеспечить требуемого уровня подавления помех при сохранении деталей снимка.

Решение задачи. Для эффективного подавления помех на флюорографических снимках воспользуемся методом декомпозиции на эмпирические моды (ДЭМ) [9, 10], который является адаптивным методом анализа. Базис, исполь-



Флюорографический снимок до (а) и после зашумления (б)

зубый для разложения снимков, конструируется непосредственно из самого снимка, что позволяет учесть все его локальные особенности, внутреннюю структуру, присутствие различного вида помех. Обработка флюорографических снимков таким методом обеспечивает качественное подавление помех на основе разделения снимка на частотные составляющие, их анализа, пороговой обработки и обратного восстановления без помех.

В общем виде алгоритм подавления помех на флюорографических снимках методом ДЭМ состоит из следующих этапов.

Этап 1. Регистрация флюорографического снимка.

Этот этап включает в себя съем с тела пациента при помощи цифровой рентгенографической системы флюорографической информации (см. рисунок, а) в виде матрицы значений градации яркости $f_j(m_p, n_i)$, где m_p, n_i — соответственно значения i -го отсчета каждой строки и каждого столбца, $i = 350 \times 350$.

Этап 2. Проверка работоспособности алгоритма подавления помех на флюорографических снимках. При выполнении данного этапа осуществляется имитация белого шума, предназначенного для генерации и передачи имитируемых помех на флюорографический снимок [7]. Распространение спектральных составляющих белого шума осуществляется на всем частотном диапазоне исследуемого сигнала, поэтому он выбран в качестве имитируемой помехи. Функция плотности распределения амплитуд белого шума представляет собой

$$\rho(d) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-d^2 / 2\sigma^2\right),$$

где d — амплитуда шума; σ — параметр распределения.

Амплитуда шума d была выбрана равной 30, 50 и 70 мВ с целью проверки работоспособности предлагаемого алгоритма на различных уровнях зашумления флюорографических снимков. На рисунке, б представлен снимок с шумом, амплитуда которого равна 50 мВ.

Этап 3. Определение локальных максимумов и минимумов каждой строки зашумленного флюорографического снимка $f_j(m_p, n_i)$:

значение i -го отсчета $f_j(m_p, n_i)$ является локальным максимумом, если выполняется условие $f_j(m_{i-1}, n_{i-1}) < f_j(m_p, n_i) \geq f_j(m_{i+1}, n_{i+1})$;

значение i -го отсчета $f_j(m_p, n_i)$ является локальным минимумом, если выполняется условие $f_j(m_{i-1}, n_{i-1}) > f_j(m_p, n_i) \leq f_j(m_{i+1}, n_{i+1})$. Здесь j — шаг декомпозиции.

Этап 4. Определение верхней $e_j(m_p, n_i)$ и нижней $g_j(m_p, n_i)$ огибающей каждой строки зашумленного флюорографического снимка. Выполнение данного этапа осуществляется по найденным локальным максимумам и минимумам при помощи кубической сплайн-интерполяции [11]:

$$e_j(m_p, n_i) = a_B(m_p, n_i)^3 + b_B(m_p, n_i)^2 + c_B(m_p, n_i) + d_B;$$

$$g_j(m_p, n_i) = a_H(m_p, n_i)^3 + b_H(m_p, n_i)^2 + c_H(m_p, n_i) + d_H,$$

где a_B, b_B, c_B, d_B — коэффициенты верхних огибающих для каждого значения i -го отсчета зашумленного флюорографического снимка; a_H, b_H, c_H, d_H — коэффициенты нижних огибающих для каждого значения i -го отсчета зашумленного флюорографического снимка.

Этап 5. Вычисление среднего значения огибающих зашумленного флюорографического снимка в соответствии с выражением

$$h_j(m_p, n_i) = [e_j(m_p, n_i) + g_j(m_p, n_i)] / 2,$$

где $h_j(m_p, n_i)$ — среднее значение огибающих зашумленных флюорографических снимков; $e_j(m_p, n_i), g_j(m_p, n_i)$ — верхняя и нижняя огибающие зашумленных флюорографических снимков, соответственно.

Этап 6. Вычисление остатка зашумленного флюорографического снимка по формуле:

$$s_j(m_p, n_i) = f_j(m_p, n_i) - h_j(m_p, n_i).$$

Этап 7. Вычисление значения критерия останова. В качестве критерия останова декомпозиции на эмпирические моды используется значение нормализованной квадратичной разности, определяемое как [12]:

$$SD = \sum_1^n \left[\frac{(|f_j(m_i, n_i) - s_j(m_i, n_i)|)^2}{f_j(m_i, n_i)^2} \right].$$

Этап 8. Проверка условия останова. На этом этапе осуществляется сравнение значения остатка зашумленного флюорографического снимка со значением нормализованной квадратичной разности:

если $SD > s_j(m_p, n_i)$, то переходят к выполнению этапа 3;

если $SD < s_j(m_p, n_i)$ и $h_j(m_p, n_i) > s_j(m_p, n_i)$, то переходят к выполнению следующего действия.

Этап 9. Формирование частотных составляющих флюорографического снимка. На этом этапе осуществляется формирование частотных составляющих $m_k(m_p, n_i)$ зашумленного флюорографического снимка. Каждая такая составляющая была получена разложением предыдущей.

Этап 10. Пороговая обработка частотных составляющих флюорографического снимка. Выполнение данного этапа осуществляется согласно следующей функции пороговой обработки в среде Matlab:

$$x_{th} = wthresh(m_k(m_p, n_i), 'softhard', thr),$$

где softhard указывает на тип пороговой обработки (значение s соответствует процедуре мягкой обработки, тогда как h

соответствует процедуре жесткой обработки); thr — значение порога.

В результате экспериментальных исследований значение порога для всего многообразия исследуемых снимков было подобрано равным 85, тип пороговой обработки — мягкая обработка.

Этап 11. Формирование флюорографического снимка без помех. После процедуры пороговой обработки высокочастотной составляющей зашумленного флюорографического снимка выполняется этап восстановления флюорографического снимка суммированием его частотных составляющих, полученных после обработки методом ДЭМ. Результатом всей работы по алгоритму является получение флюорографического снимка без помех.

Для исследования качества подавления помех на флюорографических снимках используется среднее квадратическое отклонение (СКО) восстановленного от исходного (не зашумленного) флюорографического снимка:

$$\Delta = \left(\frac{\sum_{i=1}^n (x_i(m_i, n_i) - y_i(m_i, n_i))^2}{\sum_{i=1}^n x_i(m_i, n_i)^2} \right)^{100},$$

где $x_i(m_i, n_i)$, $y_i(m_i, n_i)$ — значения i -х отсчетов исходного и восстановленного снимков, соответственно; n — объем выборки.

Значение Δ в предложенном алгоритме составляет 5,8; 7,7 и 8,4 % с помехой на трех уровнях зашумления.

Для оценки преимуществ этого алгоритма реализованы и исследованы другие два вида фильтров: медианный и вейвлет-фильтры Дробеши 6-го порядка, используемые при подавлении помех на изображениях. Для исследования качества удаления помех по предложенному алгоритму использовали среду математического моделирования Matlab, расчеты СКО выполняли в среде Microsoft Excel. В таблице приведены значения СКО в процентах для трех различных фильтров при подавлении помех при трех уровнях зашумления флюорографического снимка.

Значение СКО для анализируемых фильтров

Уровень зашумления, мВ	Значение СКО, %, для фильтров		
	медианного	вейвлет	ДЭМ
30	24,1	30,0	5,8
50	34,8	34,6	7,7
70	43,5	37,5	8,4

Несмотря на то, что результаты получены лишь на основании обработки одного флюорографического снимка с помехой для трех уровней зашумления, перспективность при-

менения метода ДЭМ для подавления помех на флюорографических снимках не вызывает сомнений.

Таким образом, дан аналитический обзор современного состояния и сформулированы требования, предъявляемые к цифровым рентгенографическим системам. Показано, что ни одна из представленных цифровых рентгенографических систем в полной мере не отвечает предъявляемым к ней требованиям. Проанализированы также методы и алгоритмы подавления помех на флюорографических снимках. Сделан вывод о необходимости разработки нового алгоритма подавления помех. В качестве основы для разрабатываемого алгоритма выбран метод декомпозиции на эмпирические моды. Доказано преимущество применения разработанного алгоритма подавления помех по сравнению с другими цифровыми фильтрами, используемыми при обработке медицинских изображений, — медианным и вейвлет-фильтром.

Литература

1. Саламов Н. А. Органы грудной клетки здорового человека в рентгеновском изображении [электронный ресурс]. [http:// zhuravlev.info/index.php](http://zhuravlev.info/index.php) (дата обращения 12.05.2010 г.)
2. Каталог медицинского оборудования фирмы «Nucletron» [электронный ресурс]. [http:// www.fluro.ukrbiz.net](http://www.fluro.ukrbiz.net) (дата обращения 15.05.2010 г.)
3. Каталог медицинского оборудования фирмы Oldelft [электронный ресурс]. [http:// www.medafarm.ru](http://www.medafarm.ru) (дата обращения 15.05.2010 г.)
4. Каталог медицинского оборудования фирмы Адани [электронный ресурс]. [http:// www.adani.by](http://www.adani.by) (дата обращения 15.05.2010 г.)
5. Каталог медицинского оборудования Института ядерной физики СО РАН [электронный ресурс]. [http:// www.equipnet.ru](http://www.equipnet.ru) (дата обращения 15.05.2010 г.)
6. Бару С. Е. Сканеры — их свойства и место в современной цифровой рентгенографии [электронный ресурс]. [http:// zhuravlev.info/index.php](http://zhuravlev.info/index.php) (дата обращения 12.05.2010 г.)
7. ГОСТ 30372—95. Совместимость технических средств электромагнитная.
8. Харкевич А. А. Борьба с помехами. М.: Наука, 1965.
9. Huang N. E., Shen Z., Long S. R. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis // Proc. R. Soc. Lond. A. 1998. V. 454. P. 903.
10. Huang N. E., Shen S. S. The Hilbert-Huang transform and its applications // World Sci. Publ. 2005. P. 323.
11. Корнейчук Н. П. Сплаины в теории приближения. М.: Наука, 1984, С. 352.

Дата принятия 28.07.2010 г.