

Краткое сообщение

Сравнение эффективности нелинейных методов фильтрации медицинских изображений

Каныгина А.А.

ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», Саратов, Россия

Резюме

Выполнено сравнение результатов применения различных нелинейных методов (медианный фильтр, адаптивный медианный фильтр, метод курвлет-преобразований) для очистки медицинских изображений от шумов. В качестве исходных данных были выбраны изображения, полученные на компьютерном томографе и аппарате ультразвуковой диагностики. Было показано, что все выбранные методы подходят для фильтрации медицинских изображений, но имеют разное соотношение скорости и качества получаемого результата.

Ключевые слова: медицинская визуализация

Библиографическая ссылка: Каныгина А.А. Сравнение эффективности нелинейных методов фильтрации медицинских изображений. *Кардио-ИТ* 2017; 4(1): e0101.

Поступила в редакцию 16 января 2017. Принята в печать 8 февраля 2017.

© 2017, Каныгина А.А.

Ответственный автор: Каныгина Антонина Александровна. Адрес для переписки: Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии, ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», 83, ул. Астраханская, г. Саратов, 410012, Россия.

Short report

Comparison of the effectiveness of nonlinear methods for filtering medical images

Kanygina A.A.

Saratov State University n.a. N.G. Chernyshevsky, Saratov, Russia

Abstract

Comparison of various nonlinear methods (median filter, adaptive median filter, kouvlet transforms) was performed to clear medical images from noise. Images obtained on a computer tomograph and apparatus of ultrasound diagnostics were used. It was shown that all selected methods are suitable for filtering medical images, but have a different ratio of speed and quality of their result.

Keywords: medical imaging

Cite as Kanygina AA. Comparison of the effectiveness of nonlinear methods for filtering medical images. *Cardio-IT* 2017; 4(1): e0101.

Received 16 January 2017. Accepted 8 February 2017.

© 2017, Kanygina A.A.

Corresponding author: Antonina A. Kanygina. Address: Department of Dynamic Modeling and Biomedical Engineering, Saratov State University n.a. N.G. Chernyshevsky, 83, Astrakhanskaya str., Saratov, 410012, Russia.

Введение

Очистка от шума является одной из основных задач цифровой обработки изображений [1]. Изображение в математическом представлении — это двумерный сигнал, несущий в себе некое количество информации. Любой практический сигнал содержит не только полезную информацию, но и следы посторонних воздействий. Для устранения ненужной составляющей используют фильтры, а совокупность методов называется фильтрацией.

Возникновение шума обусловлено многочисленными факторами: тепловыми эффектами, сбоем детектора или сенсора, взаимодействиями между электронными компонентами системы формирования изображения, ошибками дискретизации, ошибками передачи и т.п. [2]. Для более достоверных результатов нужны качественные материалы и изображения, из-за этого в настоящее время проблеме очистки медицинских изображений от шумов и выбору оптимального метода фильтрации уделяется большое внимание [3].

На практике зачастую не всегда удаётся выявить на изображении полезную информацию. Часть этой информации не регистрируется человеческим глазом из-за слабого контраста, фоновой неоднородности, высокой зернистости, дефектов аппаратуры и, следовательно, не поддаётся анализу. В свою очередь, эти проблемы, а также проблемы, связанные с расшифровкой экспериментального контраста и надёжной идентификацией объектов исследования, можно решить цифровой обработкой экспериментальных изображений и представлением их в виде, более удобном для визуального анализа и регистрации дополнительных особенностей изображений, выявления объекта исследования и локализации его в объёме изображения. Способы устранения слабого контраста и фоновой неоднородности изображений, включая вейвлет-анализ, были рассмотрены многими авторами [4–8].

Следует отметить, что успехи современных исследований в области обработки одномерных сигналов (временных рядов) биомедицинской природы во многом связаны именно с применением сложных нелинейных методов [9–12], позволяющих снизить эффект, вносимый шумами, путём

выделения информационной составляющей для её последующей обработки. Вопрос о применении сложных нелинейных методов для обработки двумерных сигналов всё ещё развит недостаточно [13, 14].

Целью данного исследования было сравнение результатов применения различных нелинейных методов (медианный фильтр, адаптивный медианный фильтр, курвлет-преобразование) для очистки изображений от шумов и оценка их эффективность.

Таблица 1. Пиковое отношение сигнал/шум у изображений с аддитивным (независимо добавленным) гауссовским шумом с различными параметрами

№	Вид изображения	PSNR, дБ
1	Исходное (эталонное)	42,3
2	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=20$	37,8
3	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=60$	35,9
4	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=100$	31,1
5	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=20$, обработанное МФ	37,3
6	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=60$, обработанное МФ	35,2
7	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=100$, обработанное МФ	30,8
8	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=20$, обработанное АМФ	38,9
9	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=60$, обработанное АМФ	36,7
10	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=100$, обработанное АМФ	31,2
11	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=20$, обработанное КП	39,6
12	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=60$, обработанное КП	37,7
13	Изображение с АГШ $\sigma=0$, $\mu=100$, обработанное КП	32,8

Примечание: АГШ – аддитивный гауссовский шум; σ – математическое ожидание; μ – среднеквадратическое отклонение; МФ – медианный фильтр; АМФ – адаптивный медианный фильтр; КП – курвлет-преобразование; PSNR – пиковое отношение сигнал/шум (peak signal/noise ratio).

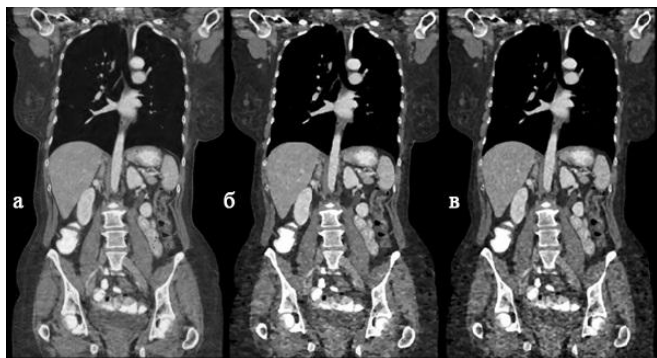


Рисунок 1. Результаты обработки изображения большого размера с заранее неизвестным видом шума: а) медианным фильтром; б) адаптивным медианным фильтром; в) методом курвлет-преобразований.

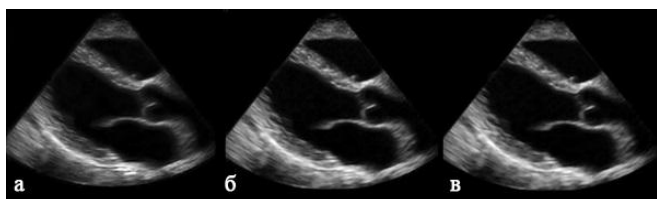


Рисунок 2. Результаты обработки изображения маленького размера с заранее неизвестным видом шума: а) медианным фильтром; б) адаптивным медианным фильтром; в) методом курвлет-преобразований.

Материал и методы

В качестве исходных изображений для анализа были выбраны томографические изображения, полученные до прихода на блок обработки в компьютерном томографе, и изображение сердца, полученное на аппарате для ультразвуковых исследований (УЗИ).

Оценка возможности применения данных нелинейных фильтров (медианный фильтр [15], адаптивный медианный фильтр [16], курвлет-преобразование [17]) для очистки медицинских изображений от шумов была основана на методе визуальной оценки, методе сравнения похожести изображений (пиковое отношение сигнал/шум) [18], среднем времени работы каждого выбранного фильтра для изображений разных размеров.

Для визуального сравнения результатов фильтрации медицинских изображений были рассмотрены изображения, к которым добавили аддитивный гауссовский шум, а затем программно убрали с помощью указанных выше методов. На втором этапе сравнивались результаты обработки изображений от шума, природа которого изначально неизвестна.

В качестве меры сходства восстановленных изображений использовался метод расчета пикового отношения сигнал/шум, данный метод применялся к изображениям с заранее известным видом и количеством шума. За эталонный результат бралось значение пикового отношения сигнал/шум исходного изображения самого с собой. Для выяснения лучшего метода фильтрации, находилось значение параметра максимально близкое к эталонному.

Для сравнения скорости работы программы использовался расчет среднего времени работы каждого выбранного фильтра для изображений разных размеров.

Результаты

Результаты расчета пикового отношения сигнал/шум по изображениям с заранее известным видом и количеством шума представлены в *таблице 1*.

На *рисунках 1-2* представлены результаты фильтрации второго этапа визуальной оценки, где количество и вид шума заранее неизвестны.

На *рисунке 1* представлены результаты обработки изображения, полученного с компьютерного томографа. Видно, что метод курвлет-преобразований убрал посторонние шумы, при этом не произошло потери информации. Метод медианной фильтрации и метод адаптивной медианной фильтрации неплохо справились в областях с небольшим количеством шума, однако на участках, где зашумление большое можно выделить лишь незначительное улучшение.

На *рисунке 2* представлены отфильтрованные варианты изображения, сформированного до поступления на блок предварительной обработки УЗИ-аппарата. Сразу можно выделить, что при небольшом размере исходного изображения результаты фильтрации не сильно отличаются друг от друга. Так же это может быть связано с тем, что разрешение изображения и плотность пикселей на дюйм в УЗИ-диагностике меньше, чем при методе компьютерной томографии.

Было также выявлено, что независимо от размера изображения метод медианной фильтрации и метод адаптивной медианной фильтрации выполняют работу

примерно за 30-35 секунд. Метод курвлет-преобразований, как выяснилось сильно зависит от размера изображения, при небольшом размере время работы составляет примерно 72-77 секунд, при увеличении размера изображения в 2 раза, время фильтрации увеличивается в 2,5 раза.

Обсуждение

У каждого из выбранных нелинейных методов для очистки изображений от шумов, исходя из полученных данных, можно выделить положительные и отрицательные моменты.

Медианная фильтрация. Несомненными преимуществами данного метода являются быстрота выполнения фильтрации и простота реализации алгоритма. Время работы программы слабо зависит от размера изображения, а значит данный метод будет одинаково удобно применять как к очень большим по размеру изображениям, так и к совсем маленьким. К недостаткам можно отнести сравнительно плохое воспроизведение изображения после фильтрации, замазывание контуров и мелких деталей изображения даже при небольшом количестве шума, слабую чувствительность метода к особенностям распределения яркости пикселей на изображении, особенно если нет четкого разделения между темными и светлыми участками.

Адаптивная медианная фильтрация. К положительным моментам можно отнести относительно небольшую зависимость времени работы фильтра от размера обрабатываемого изображения, достаточно хорошую чувствительность метода к особенностям распределения яркости, хорошую степень воспроизводимости зашумленного по отношению к эталонному. Основным минусом данного метода является сильное размытие рисунка при недостаточном контрасте между светлыми и темными участками изображения.

Курвлет-преобразование. Явными преимуществами метода являются хорошее восстановление изображения даже при большом количестве шума, очень хорошая чувствительность метода вблизи кривых участков на изображении, это связано с особой формой базисных функций данного преобразования, одинаково хорошо справляется как с аддитивными шумами, так и с мультипликативными. Главным недостатком является долгое время работы метода. Время работы фильтра имеет степенную зависимость от размера изображения. Однако фиксированный размер изображений иногда позволяет упростить процедуру в случае фильтрации однотипных изображений.

Заключение

Подводя итоги исследования, можно сказать, что все изученные нелинейные методы подходят для очистки медицинских изображений от шумов. Однако на практике придется выбирать между получением качественных отфильтрованных изображений и быстрым, но не всегда точным, получением результата.

Конфликт интересов: не заявляется.

Литература

1. Шовенгердт Р.А. Дистанционное зондирование. Модели и методы обработки изображений. М.: Техносфера, 2010; 560 с.

2. Волкова Л.Л. Метод подавления шума в изображениях на основании кратномасштабного анализа. *Инженерный журнал: наука и инновации* 2013; (6): 29. <http://dx.doi.org/10.18698/2308-6033-2013-6-1101>.
3. Макаров Н.Н., Семашкин В.Е. Оценка и оптимизация предельных отклонений динамических систем управления при сложных возмущениях. *Известия РАН. Теория и системы управления* 2012; (3): 13-29. <https://elibrary.ru/item.asp?id=17725768>.
4. Дроздов Ю.А., Ткаль В.А., Окунев А.О., Данильчук Л.Н. Устранение фоновой неоднородности и влияния зернистости фотоматериалов на топографические и поляризационно-оптические изображения дефектов структуры монокристаллов. *Заводская лаборатория. Диагностика материалов* 2004; 70(7): 25–34.
5. Lang A.R. X-ray detectors. Characterisation of crystal growth defects by X-ray methods. In: NATO advanced study institutes series. Ser. B. Physics. Vol. 63. New York: Plenum Press, 1980: 320–332.
6. Дьяконов В.П. От теории к практике. Вейвлеты. М.: СОЛОН-Р, 2002; 448 с.
7. Чуи Ч. Введение в вейвлеты. М.: Мир, 2001; 412 с.
8. Рудаков П.И., Сафонов В.И. Обработка сигналов и изображений. MATLAB 5.x. М.: Диалог–МИФИ, 2000; 416 с.
9. Боровкова Е.И., Караваев А.С., Киселев А.Р. и др. Метод диагностики синхронизованности 0,1 Гц ритмов вегетативной регуляции сердечно-сосудистой системы в реальном времени. *Анналы аритмологии* 2014; 11(2): 129-136. <http://dx.doi.org/10.15275/annaritmol.2014.2.7>.
10. Караваев А.С., Киселев А.Р., Гриднев В.И. и др. Фазовый и частотный захват 0.1 Гц колебаний в ритме сердца и барорефлекторной регуляции артериального давления дыханием с линейно меняющейся частотой у здоровых лиц. *Физиология человека* 2013; 39(4): 105-111. <http://dx.doi.org/10.7868/S0131164613010049>.
11. Караваев А.С., Пономаренко В.И., Прохоров М.Д. и др. Методика реконструкции модели системы симпатической барорефлекторной регуляции артериального давления по экспериментальным временным рядам. *Технологии живых систем* 2007; 4(4): 34-41. <https://elibrary.ru/item.asp?id=9566349>.
12. Kiselev A.R., Karavaev A.S., Gridnev V.I., et al. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability. *Russ Open Med J* 2016; 5: e0101. <http://dx.doi.org/10.15275/rusomj.2016.0101>.
13. Потапов А. А., Пахомов А. А., Никитин С. А., Гуляев Ю. В., Новейшие методы обработки изображений. М.: Физматлит, 2008; 496 с.
14. Dias Pereira J.M., Silva Girao P.M., Cruss Serra A.M. An FFT-based method to evaluate and compensate gain and offset errors of interleaved ADC systems. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 2004; 53(2): 423-430. <https://doi.org/10.1109/TIM.2004.823321>.
15. Приоров А.Л., Хрящев В.В.. Медианная фильтрация: Методические указания. Ярославль: Ярославский государственный университет, 2006; 53 с.
16. Воскобойников Ю.Е., Колкер А.Б. Адаптивный алгоритм фильтрации изображений и преобразования их в векторный формат. *Автоматрия* 2002; 38(4): 3–11. <https://elibrary.ru/item.asp?id=14964052>.
17. Candes E.J., Donoho D.L. Continuous curvelet transform: II. Discretization and frames. *Applied and Computational Harmonic Analysis* 2005; 19(2): 198–222. <https://doi.org/10.1016/j.acha.2005.02.004>.
18. Никитин О.Р., Архипов Е.А., Шаназаров В.Ш. Разработка критериев оценки качества функционирования систем цифрового телевидения. *Методы и устройства передачи и обработки информации* 2007; (8): 139–142. <https://elibrary.ru/item.asp?id=15639913>.

References

1. Shovengerdt RA. Remote sensing. Models and methods of image processing. Moscow: Tekhnosfera, 2010; 560 p. Russian.

2. Volkova LL. Image denosing method on basis of large-scale analysis. *Engineering Journal: Science and Innovation* 2013; (6): 29. Russian. <http://dx.doi.org/10.18698/2308-6033-2013-6-1101>.
3. Makarov NN, Semashkin VE. Estimation and optimization of maximum deviations in dynamical control system under complexly shaped disturbances. *Journal of Computer and Systems Sciences International* 2012; 51(3): 349-365. <http://dx.doi.org/10.1134/S1064230712030082>.
4. Drozdov YuA, Tkali VA, Okunev AO, Danilchuk LN. Elimination of background heterogeneity and influence of grain size of photographic materials on topographic and polarization-optical images of structural defects of single crystals. *Zavodskaya laboratoriya. Diagnostika materialov* 2004; 70(7): 25–34. Russian.
5. Lang AR. X-ray detectors. Characterisation of crystal growth defects by X-ray methods. In: NATO advanced study institutes series. Ser. B. Physics. Vol. 63. New York: Plenum Press, 1980: 320–332.
6. Dyakonov VP. From theory to practice. Wavelets. Moscow: Solon-R, 2002; 448 p. Russian.
7. Chui Ch. Introduction to wavelets. Moscow: Mir, 2001; 412 p. Russian.
8. Rudakov PI, Safonov VI. Signal and image processing. MATLAB 5.x. Moscow: Dialog–MIFI, 2000; 416 p. Russian.
9. Borovkova EI, Karavaev AS, Kiselev AR, et al. Method for diagnostics of synchronization of 0.1 Hz rhythms of cardiovascular system autonomic regulation in real time. *Annaly Aritmologii* 2014; 11(2): 129-136. Russian. <http://dx.doi.org/10.15275/annaritmol.2014.2.7>.
10. Karavaev AS, Kiselev AR, Gridnev VI, et al. Phase and frequency locking of 0.1-Hz oscillations in heart rate and baroreflex control of blood pressure by breathing of linearly varying frequency as determined in healthy subjects. *Human Physiology* 2013; 39(4): 416-425. <http://dx.doi.org/10.1134/S0362119713010040>.
11. Karavaev AS, Ponomarenko VI, Prokhorov MD, et al. Reconstruction of the system of baroreflex arterial pressure regulation from experimental data. *Tekhnologii Zhivyykh Sistem* 2007; 4(4): 34-41. <https://elibrary.ru/item.asp?id=9566349>.
12. Kiselev AR, Karavaev AS, Gridnev VI, et al. Method of estimation of synchronization strength between low-frequency oscillations in heart rate variability and photoplethysmographic waveform variability. *Russ Open Med J* 2016; 5: e0101. <http://dx.doi.org/10.15275/rusomj.2016.0101>.
13. Potapov AA, Pakhomov AA, Nikitin SA, Gulyaev YuV. The newest methods of image processing. Moscow: Fizmatlit, 2008; 496 p. Russian.
14. Dias Pereira JM, Silva Girao PM, Cruss Serra AM. An FFT-based method to evaluate and compensate gain and offset errors of interleaved ADC systems. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 2004; 53(2): 423-430. <https://doi.org/10.1109/TIM.2004.823321>.
15. Priorov AL, Khryashchev VV. Median filtration: Methodical instructions. Yaroslavl, Russia: Yaroslavl State University, 2006; 53 p. Russian.
16. Voskoboynikov YuE, Kolker AB. Adaptive filtering algorithm and image transformation to a vector format. *Avtometriya* 2002; 38(4): 3–11. Russian. <https://elibrary.ru/item.asp?id=14964052>.
17. Candes EJ, Donoho DL. Continuous curvelet transform: II. Discretization and frames. *Applied and Computational Harmonic Analysis* 2005; 19(2): 198–222. <https://doi.org/10.1016/j.acha.2005.02.004>.
18. Nikitin OR, Arkhipov EA, Shanazarov VSh. Development of criteria for assessing the quality of digital television systems. *Metody i Ustroystva Peredachi i Obrabotki Informatsii* 2007; (8): 139–142. <https://elibrary.ru/item.asp?id=15639913>.

Информация об авторах:

Каныгина Антонина Александровна – студент магистратуры, кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии, ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», Саратов, Россия.

Authors:

Antonina A. Kanygina – MS student, Department of Dynamic Modeling and Biomedical Engineering, Saratov State University n.a. N.G. Chernyshevsky, Saratov, Russia.