

ВАРИАНТЫ ПОСТОБРАБОТКИ ЦИФРОВЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Волков В.Н.

*УО «Гродненский государственный медицинский университет»,
г. Гродно, Беларусь*

Во всех реальных системах медицинской визуализации, которые по необходимости являются плохо определенными, приходится искать некоторое решение задачи обработки изображения, оптимизирующее какой-то параметр. Переход на цифровые технологии позволяет отчасти решать данную проблему, используя математические методы постобработки диагностических изображений. К таким вариантам цифровой фильтрации можно отнести простые способы изменения яркости всех элементов матрицы изображения, и более сложные, как, например, частотная фильтрация при обратной свертке (матричное преобразование Фурье). В настоящее время в распоряжении врача лучевой диагностики имеются разнообразные методы постобработки изображений, однако затруднения, возникающие до сих пор при интерпретации малоразмерных морфологических изменений (микрокальцинаты, конкременты и т.д.), свидетельствуют, что не существует универсального оптимального метода обработки, который не зависел бы от способов визуализации и конкретного клинического изображения.

Одним из ограничивающих моментов является способность наблюдателя обнаруживать наличие какого-либо объекта на контрастном фоне. Эта способность зависит:

- от величины самого контраста,
- от уровня освещенности,
- от углового размера объекта.

По литературным данным, зависимость визуализации от этих факторов носит преимущественно линейный характер [1].

Рассматривая первое условие, необходимо отметить, что глаз человека в идеальных условиях способен различать уровни яркости, отличающиеся друг от друга всего на 1% (контраст $C \geq 0,01$). Однако на практике характеристики зрения обычно существенно ухудшаются из-за действия четырех различных факторов:

- наличия освещенности меньше оптимальной,
- отсутствия резкой границы областей,
- недостаточности площади предъявляемого объекта для его различения,
- а также наличия шумов и помех.

Главным образом, "анатомический" предел остроты зрения не достигается на практике по двум причинам: из-за процесса зрительного усреднения, который становится необходимым при отсутствии достаточного освещения, а также из-за ограничений, налагаемых шумами изображения. Оба этих фактора рассматриваются с точки зрения контрастной чувствительности (разрешения по контрасту) – способности различать близлежащие области изображения с разной яркостью.

В данной экспериментальной работе основной задачей было увеличение контрастности малоразмерных объектов с помощью процессов постобработки диагностического цифрового изображения.

Для постобработки использовались цифровые изображения, полученные с помощью ультразвукового аппарата Medison-8000SE. Контраст определялся по формуле: $C = (B_s - B_0) / B_0$, где B_0 обозначена яркость фона, B_s – яркость объекта, при условии $B_s > B_0$. Постобработка изображений проводилась с помощью программного обеспечения ImageAnalyzer (Meesoft) с последовательной модификацией гистограммы яркости ("zeropoint") и комбинации исходного и модифицированного изображений основными математическими и логическими операторами (Add, Subtract, Multiply, And, Or, Xor или пользовательской функцией) [2].

Среди выбранных функций постобработки предпочтение отдавалось тем вариантам, при которых амплитуда полезного сигнала (контрастируемого объекта – B_s) сохранялась на

исходном уровне или увеличивалась, а снижение уровня яркости фона (B_0) и амплитуды шума (N_0) позволило бы повысить контрастность объекта (C) не менее чем в 1,5 раза. Для количественной оценки показателей использовались линейный и двухмерный профили яркости выбранной зоны интереса [3].

Из используемых вариантов постобработки изображений предъявляемым условиям соответствовали две функции $p = F(p1, p2)$: $F(p1, p2) = (p1 \text{ AND } p2)$, $F(p1, p2) = (p1 + p2) / 2$. При использовании обеих функций яркость полезного сигнала изменялась менее чем на 1%, максимальная и средняя яркость фона снизилась 1,7–2,2 раза (на 42,5 и 54,7%, соответственно). Амплитуда шума уменьшилась в 1,3–2,5 раза (в среднем на 21,3%). Измененные характеристики изображения позволили увеличить контрастность объекта в 1,8–2,5 раза (с 0,71 до 1,27–1,73).

Представленные методы последовательной фильтрации изображения позволяют достичь удовлетворительных результатов визуализации при контрастности шума $\leq 0,27$.

На основании проведенного анализа по использованию постобработки цифровых изображений можно сделать **выводы**:

- Анализируемые варианты постобработки повышают качество диагностических изображений и исключают взаимные помехи.
- Последовательная обработка диагностического изображения комбинацией математических фильтров предпочтительней для увеличения контрастности.
- Предпочтительными функциями для удовлетворительного повышения контрастности и снижения уровня шума являются $F(p1, p2) = (p1 \text{ AND } p2)$ и $F(p1, p2) = (p1 + p2) / 2$.
- Представленные варианты постобработки диагностических изображений могут использоваться на любых рабочих станциях и серверах компьютерной медицинской сети при наличии программного обеспечения для редактирования изображений с возможностью модификации слоев (Multiplelayercontrol).

Список использованных источников

1. Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. Т.2: Пер. с англ. / Под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991. – 408 с.
2. Behrenbruch, C.P. Image filtering techniques for medical image post-processing: an overview / C.P. Behrenbruch, S. Petroudi, S. Bond, J.D. Declerck, F.J. Leong, J.M. Brady // British Journal of Radiology. – 2004.- N 77.– P. 126–132.
3. Boukerroui, D. Enhancement of contrast regions in suboptimal ultrasound images with application to echocardiography / D. Boukerroui, J.A. Noble, M.C. Robini, M. Brady // Ultrasound Med Biol. – 2001. – N 27.– P. 1583–1594.

ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЛАЗЕРНОЙ НЕИНВАЗИВНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ В КЛИНИКЕ ВНУТРЕННИХ БОЛЕЗНЕЙ

Гельт Т.Д. , Белявская А. А.

*Кафедра факультетской терапии,
ПНИЛ «Диагностические исследования и малоинвазивные
технологии», ГБОУ ВПО Смоленская государственная
медицинская академия, Смоленск, Россия*

Целый ряд заболеваний нередко сопровождается кожными проявлениями, которые из-за своей наглядности становятся первыми признаками, привлекающими внимание пациента еще задолго до возникновения других симптомов болезни. Интересным представляются изменения, происходящие в микроциркуляторном русле у таких больных.

В течение последнего десятилетия для оценки состояния кровотока в микрососудах все большее применение находит методика лазерной допплеровской флюметрии (ЛДФ) [2,3]. Данный метод основан на проникающей способности лазерного