

- ного ритма: Теоретические аспекты и практическое применение. Материалы V Всероссийского симпозиума с международным участием. – Ижевск: Издательство «Удмуртский университет», 2011. – С. 127-133
3. Шредер М. Фракталы, хаос, степенные законы. – Ижевск.: Регулярная и хаотическая динамика, 2001. – 528 с.
  4. Сайт ИМПБ РАН <http://www.impb.ru/files.php>

## ОПЫТ ПОИСКА ТОЧЕК ОСНОВАНИЯ ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА НА ЭХОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ

*В.В. Зюзин, С.В. Поршнев, А.О. Бобкова*

(Екатеринбург, Уральский федеральный университет имени первого Президента России  
Б. Н. Ельцина, [zvuzin@gmail.com](mailto:zvuzin@gmail.com), [sergey\\_porshnev@mail.ru](mailto:sergey_porshnev@mail.ru), [iconismo@gmail.com](mailto:iconismo@gmail.com))

## RETRIEVAL OF BASE POINTS FOR LEFT VENTRICLE CONTOURING

*V.V. Zuzin, S.V. Porshnev, A.O. Bobkova*

Одной из важных задач в области автоматизированной обработки видео и графических изображений, получаемых в медицинских исследованиях, является задача оконтуривания левого желудочка сердца на эхографических изображениях (рис. 1 и рис. 2). Задачу оконтуривания оказывается возможным свести к решению нескольких подзадач, одной из которых является поиск точек основания левого желудочка. Из рис. 2 видно, что от правильности нахождения данных точек, соединяемых затем прямой линией, зависит размер контура. На основе контура вычисляются его геометрические размеры, используемые кардиологами для оценки состояния сердечной мышцы пациента. Таким образом, задача правильного нахождения положения данных точек оказывается актуальной.

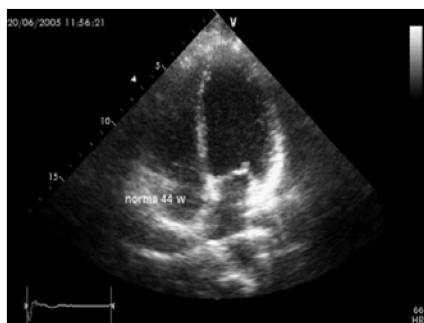


Рис. 1. Исходное изображение ЛЖ, полученное в результате ультразвукового исследования

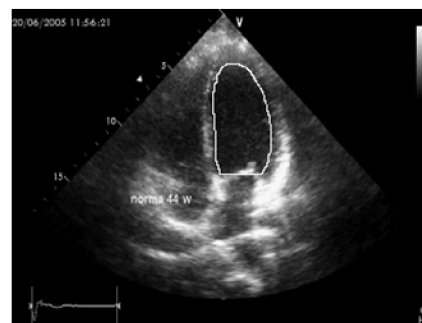


Рис. 2. Контур ЛЖ, обозначенный экспертом

Кадр УЗИ-изображения сердца представляет собой матрицу  $S_{k,m}$ , содержащую значения интенсивностей соответствующих точек изображения. На рис. 1 и рис. 2 видно, что выделяются четыре возможные контрастные области, соответствующие левой стенке, перегородке, сердечному клапану и правой стенке. (Отметим, что, наличие сердечного клапана, положение которого изменяется в течение сердечного цикла, оказывается фактором, существенно затрудняющим решение данной задачи.) Для нахождения координат точек, соответствующих данным тканям, можно использовать метод гистограмм освещенности, в соответствии с которым кадру УЗИ-изображения ставится некоторое множество ячеек, получаемое при его покрытии горизонтальными и вертикальными линиями (рис. 3).

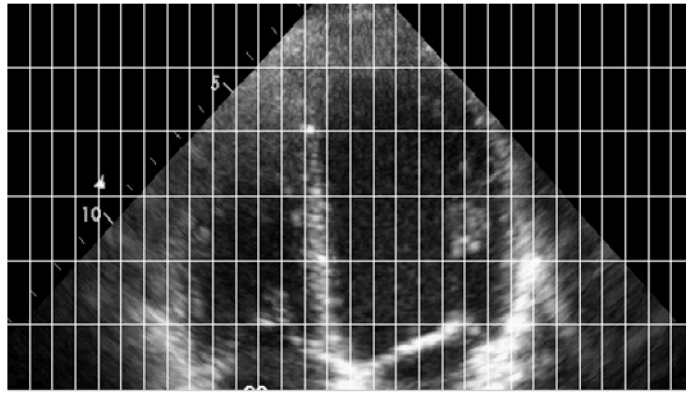


Рис. 3. К вычислению гистограмм интенсивностей

Из рис. 3 видно, что в каждой  $ij$ -той ячейке может быть вычислено среднее значение освещенности  $I_{i,j}$ , которое используется далее для численной оценки разницы между белыми и черными пятнами на картинке. Используя матрицу  $I_{i,j}$ , можно для заданных значений  $i = 1, 2, \dots$  построить гистограммы распределения интенсивностей освещенностей. (рис. 4). Здесь максимумы гистограмм интенсивности соответствуют белым пятнам на кадре УЗИ-изображения. Данные пятна являются контрастными тканями сердца. Следовательно, определив положение локальных максимумов на гистограммах, можно определить возможное положение сердечных тканей. В тоже время из рис. 4А, 4Б видно, что существует проблема определения положения верхней точки и правой границы левого желудочка сердца, так как гистограмма представленная на рис. 4А, имеет два близких максимума, а гистограмма, представленная рис. 4Б, напротив, единственный глобальный максимум, что не позволяет определить положение правой границы левого желудочка сердца. Данный результат связан с физическими свойствами тканей человеческого организма и их влиянием на условия распространения ультразвука в теле человека. Однако гистограммы, соответствующие ниже идущим сечениям (рис. 4В – рис. 4Е), имеют три локальных максимума, которым соответствуют левая стенка, сердечный клапан и правая стенка.

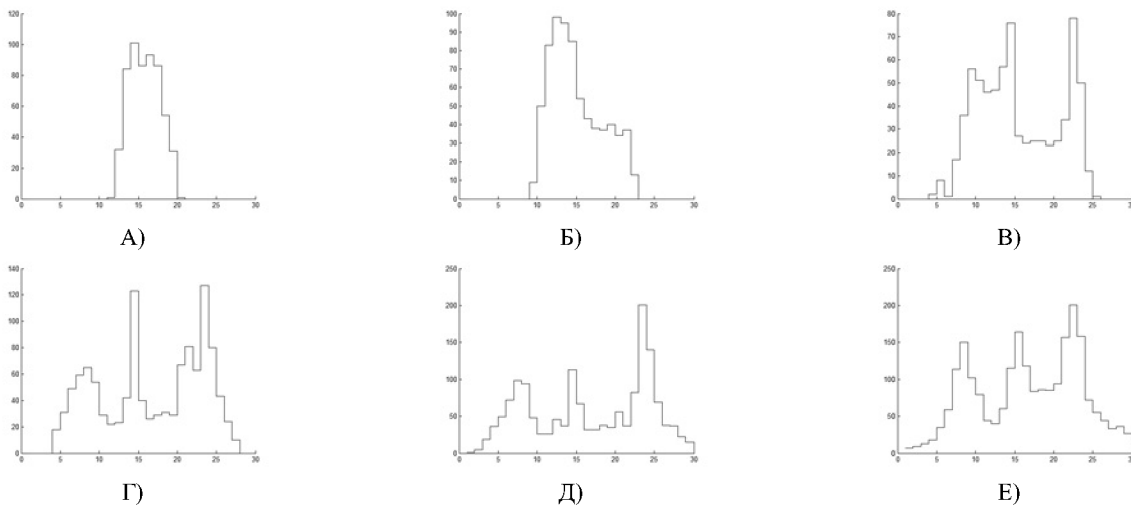


Рис. 4. Гистограммы интенсивности в выбранных сечениях кадра

Из рис. 4 видно, что использование гистограмм интенсивности позволяет упростить задачу поиска ярких пятен на изображении, соответствующих областям изображения с максимальной яркостью. Однако при непосредственном использовании матрицы  $I_{i,j}$  возникает проблема удаления на гистограммах ложных локальных максимумов (рис. 5), возникающих из-за контрастных тканей в сердце.

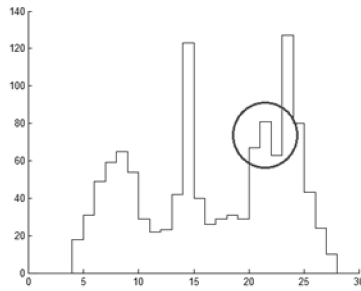


Рис. 5. Ложные вершины при определении границ желудочка

Для исключения ложных максимумов и устранения дискретности гистограмм интенсивностей можно использовать не гистограммы распределения интенсивностей в выбранном горизонтальном сечении УЗИ-кадра, но известную в непараметрической статистике аппроксимацию Парзена-Розенблатта [1]. Результаты применения данной аппроксимации с гауссовым ядром представлены на рис. 6.

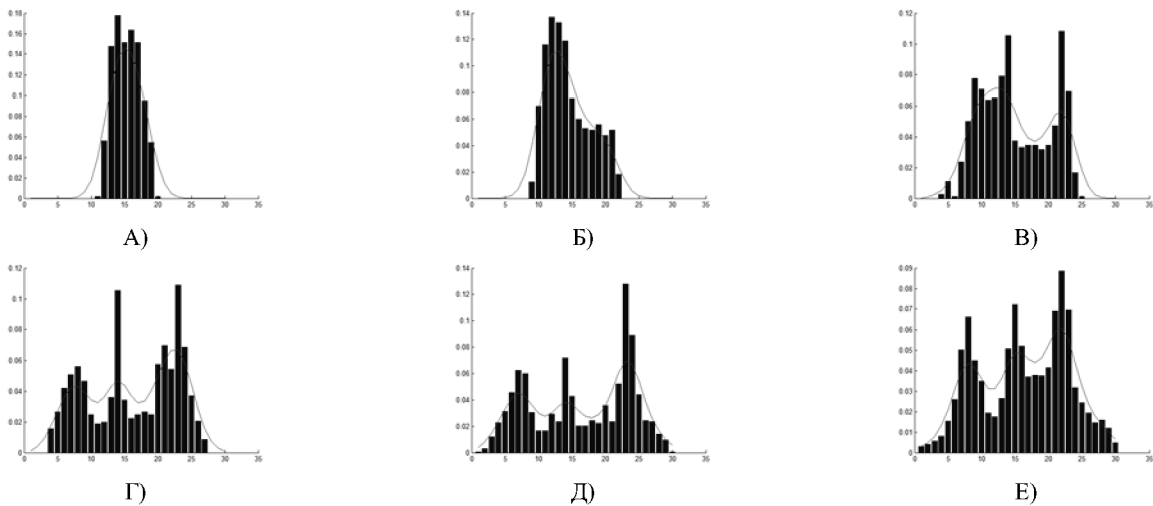


Рис. 6. Аппроксимация гистограмм интенсивности

Точки, соответствующие первому и третьему (нумерация слева направо) представлены на рис. 7. Из рис. 7 видно, что в каждом из рассмотренных сечении правые точки достаточно точно повторяют форму стенки, в то время как в ряде сечений точки левые точки оказываются смещенными от истинного положения перегородки. Данный факт следует учитывать при использовании данного метода для восстановления левой и правой границ левого желудочка сердца.

Для определения положения левой и правой точек ЛЖ с учетом положения клапана на изображении, требуется некоторая модификация метода гистограмм, состоящая в следующем: проводится поиск локального максимума гистограммы, построенной в сечении  $x = \bar{x}$ , где  $\bar{x}$  – среднее значение, вычисляемое по гистограммам, имеющим строго два локальных максимума, который, как видно из рис. 8, является единственным. Используя значение  $\bar{x}$  на гистограммах, имеющих три локальных экстремума (рис. 8 Г–Е) из рассмотрения исключается максимум, координата которого оказывается наиболее близкой значению  $\bar{x}$ , а координаты двух оставшихся локальных максимумов принимаются в качестве координат точек левой и правой границ ЛЖ сердца, соответственно. Понятно, что найденные точки на гистограмме, соответствующей нижнему сечению кадра, могут быть выбраны в качестве искомым точек основания ЛЖ сердца (рис. 7, 8).

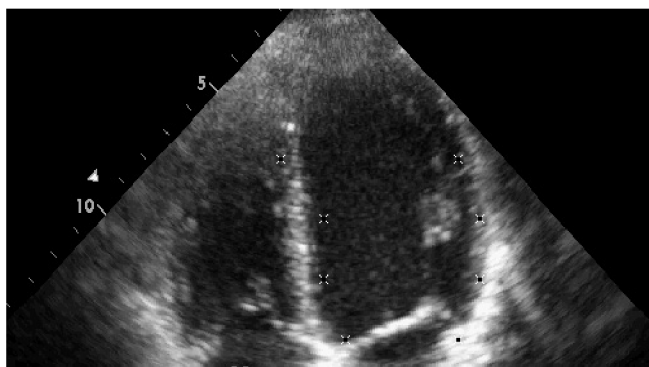


Рис. 7. Граничные точки ЛЖ



Рис. 8. Найденные точки основания ЛЖ

Следует отметить, что данный алгоритм оказывается чувствительным к качеству (контрастности) конкретного изображения (особенно в области вершины), а также возникающим на отдельных («сбойных») кадрах эхографической записи ЛЖ сердца светлых пятен. Однако их существование не является критическим для данного алгоритма, так как для нахождения границ ЛЖ в области его вершины можно использовать аппроксимацию, а также информацию с предыдущего или последующих за «сбойным» кадров.

### Литература

1. Холлендер М., Вульф Д. А. Непараметрические методы статистики. М.: Финансы и статистика, 1983. 518 с

### ИСПОЛЬЗОВАНИЕ FRET-ЭФФЕКТА В ОФТАЛЬМОЛОГИИ\*

Г.В. Чащин<sup>1</sup>, В.О. Пономарев<sup>1</sup>, О.П. Пономарев<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Екатеринбург, МНТК имени академика С.Н. Федорова, [ponomarevsmolmed@mail.ru](mailto:ponomarevsmolmed@mail.ru);

<sup>2</sup> Екатеринбург, ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина», [post.sender1965@gmail.com](mailto:post.sender1965@gmail.com))

### USING FRET-EFFECT IN OPHTHALMOLOGY

G.V. Chashchin, V.O. Ponomarev, O.P. Ponomarev

Высококочувствительные биомаркеры, разработанные на основе квантовых точек (КТ) представляют альтернативу широко известным органическим красителям для диагностики заболеваний глаз. В офтальмологии КТ используются не только для визуализации тканей в полости глаза. Например, известен пептид со свойствами трансдукции белка для доставки лекарственных препаратов к тканям глаза, включая сетчатку и роговицу, который, соединяясь с КТ, существенно легче проникает через клеточные мембраны и повышает эффективность действия этих препаратов.

Квантовые точки – наноразмерные кристаллы сферической, эллиптической формы размерами, как правило, единицы – десятки нанометров, при попадании на которые фотонов света, в них может возникать плазмонный резонанс за счет возбуждения поверхностных плазмон-поляритонов (Surface Plasmon - Polariton – SPP). Возникновение SPP связано с взаимодействием электромагнитного излучения с плазмой свободных электронов в кристаллической структуре металлической (полупроводниковой) КТ.

К сопутствующим физическим явлениям при FRET - взаимодействии D-A пары можно отнести: статическое и динамическое перераспределение зарядов, возникающее между электронными состояниями в КТ, биомолекуле и окружающей среде [3]; прекращение FRET

\* Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ, проект № 12-07-12080.