

УДК 004.021+519.688

doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-5-875-882

РАЗРЕШЕНИЕ ВРЕМЕННОЙ НЕПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ ДОПЛЕРОВСКИХ ЭХОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ С ПОМОЩЬЮ АЛГОРИТМА МАСКИРОВАНИЯ

А.Б. Терентьев^а, Н.В. Васильев^б

^а Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Санкт-Петербург, 195251, Российская Федерация

^б Бостонская детская больница, Медицинский факультет Гарвардского университета, Бостон, Массачусетс, 02115, США
 Адрес для переписки: Alexey.terentjev@gmail.com

Информация о статье

Поступила в редакцию 04.06.19, принята к печати 01.07.19

Язык статьи — русский

Ссылка для цитирования: Терентьев А.Б., Васильев Н.В. Разрешение временной непоследовательности доплеровских эхокардиографических данных с помощью алгоритма маскирования // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2019. Т. 19. № 5. С. 875–882. doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-5-875-882

Аннотация

Постановка задачи. Исследован метод разрешения временной непоследовательности кадров в двухмерной доплеровской эхокардиографии. Непоследовательность возникает в результате работы алгоритмов, основанных на перестановке кадров, — после перестановки временное расстояние между кадрами становится меньше, чем их продолжительность. Имеющийся на данный момент алгоритм временного взвешивания работает крайне долго и не рассчитан на обработку данных кровотока. **Метод.** Предложенный метод разрешения временной непоследовательности основан на временном взвешивании, однако веса рассчитываются не для каждого пиксела, а для подсектора изображения, который извлекается с помощью заранее подготовленной маски. Кровоток рассчитывается с помощью раздельного взвешивания пикселов, соответствующих противоположным направлениям кровотока, и оценки полученных весов. Время и качество работы алгоритма измерены на 10 наборах эпикардиальных данных животных. **Результаты.** Выполнено сравнение результатов и времени работы алгоритма с аналогичными показателями для алгоритма временного взвешивания. Получено увеличение скорости обработки с 0,40 до 4,63 кадр/с. Изменение интенсивности пикселов изображений при этом оказалось незначительным: среднее, максимальное при общем диапазоне целых значений. **Практическая значимость.** Предложенный алгоритм позволяет получать более верные результаты обработки данных доплеровской эхокардиографии с использованием перестановки кадров. Скорость обработки данных при этом близка к скорости съемки.

Ключевые слова

доплеровская эхокардиография, временная непоследовательность, временное взвешивание, перестановка кадров

doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-5-875-882

TEMPORAL INCOHERENCE ELIMINATION FOR 2D COLOR DOPPLER ECHOCARDIOGRAPHY VIA MASKING ALGORITHM

A.B. Terentjev^a, N.V. Vasilyev^b

^a Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, Saint Petersburg, 195251, Russian Federation

^b Boston Children's Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA, 02115, USA

Corresponding author: Alexey.terentjev@gmail.com

Article info

Received 04.06.19, accepted 01.07.19

Article in Russian

For citation: Terentjev A.B., Vasilyev N.V. Temporal incoherence elimination for 2D color Doppler echocardiography via masking algorithm. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2019, vol. 19, no. 5, pp. 875–882 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-5-875-882

Abstract

Subject of Research. We introduce a novel method for resolving temporal incoherence in two-dimensional color Doppler echocardiography (2D CDE). Incoherence occurs when the temporal distance between frames is less than frame duration. This happens for frame reordering algorithms, which is a widespread processing method. Existing solution — temporal weighting — requires a lot of time for processing (more than 2 seconds per frame) and is not designed for blood flow data. **Method.** In the proposed method, the weights are calculated not per pixel, but per image sub-sector obtained by a specific precomputed mask,

utilizing the mechanics of the acquisition process. Pixels with opposite blood flow directions are weighted separately with the further weights comparison. We evaluated the algorithm with 10 animal epicardial 2D CDE datasets of the right ventricle. Main **Results.** Measurements of differences in execution time and results (pixel intensities) with temporal weighting have shown the order of magnitude increase of processing speed from 0.40 frame/s to 4.63 frame/s. Pixel intensity changes inconsiderably: the average difference value is , maximum with intensity values lying within integer range of. **Practical Relevance.** The proposed algorithm can be embedded into reordering-based 2D CDE processing pipelines in order to obtain temporally correct results. In addition, the processing speed is close to real-time.

Keywords

2D color Doppler echocardiography, temporal incoherence, temporal weighting, frame reordering

Введение

Двухмерная доплеровская эхокардиография является одним из основных и наиболее распространенных методов диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Основными его достоинствами по сравнению с аналогами являются: относительно низкая цена оборудования, его компактность, а также неинвазивность ультразвукового исследования. Однако данный вид медицинского исследования позволяет проводить визуализацию с достаточно низкой частотой кадров, около 10–20 Гц, что в ряде случаев может оказаться недостаточным для правильной диагностики.

В настоящий момент разработано большое количество подходов и алгоритмов для устранения этой проблемы. Эти подходы можно разделить на три категории. В рамках одной из них используют альтернативные подходы к сбору ультразвуковых данных, такие как плоская волна [1], расходящаяся волна [2] и многолучевая передача [3, 4]. В работе [5] данные собираются классическим образом, но их обработка производится с помощью графического процессора. Последняя группа методов не подразумевает смены оборудования, а основана на постобработке уже снятых наборов данных. В нее входят методы ретроспективного и перспективного кадрирования [6], перестановок с помощью оптического потока [7], выравнивания [8], а также с помощью перестановки фрагментов циклов [9]. Несмотря на все свои преимущества, среди недостатков данной группы методов имеется временная непоследовательность кадров полученной последовательности.

Причиной возникновения временной непоследовательности является тот факт, что съемка кадра занимает продолжительное время и производится с помощью последовательной съемки вдоль так называемых линий сканирования. В результате некоторые пиксели кадра имеют значительное временное расстояние от начала кадра, которое после перестановки приводит к тому, что времена таких пикселей больше, чем времена начала следующих кадров. На рис. 1 указан пример возникновения временной непоследовательности после использования ретроспективного кадрирования.

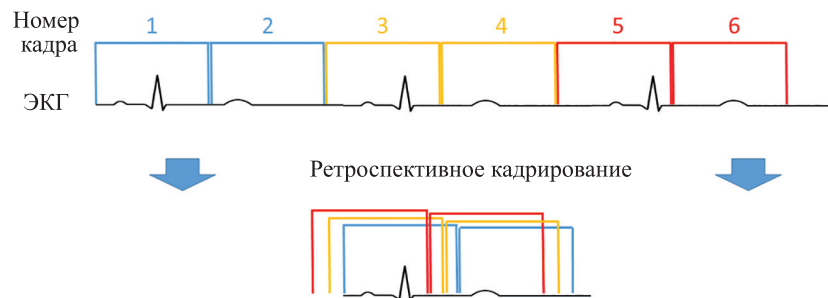


Рис. 1. Иллюстрация временной непоследовательности кадров после перестановки.

П-образными ломаными обозначены кадры и их временные границы. После перестановки кадров видно временное пересечение кадров из разных циклов. В итоге некоторым частям кадров больше соответствуют по времени части предыдущих.
ЭКГ – электрокардиограмма

Для борьбы с временной непоследовательностью в трехмерной эхокардиографии были разработаны методы временной сортировки и временного взвешивания [10], которые пересчитывают интенсивность пиксела в зависимости от ближайшей по времени или взвешенной покадровой интенсивности в этой точке соответственно. Данный метод был адаптирован для применения к доплерографии в [7]. Однако обработка с помощью временной сортировки приводит к артефактам «склеивания» на границах секторов, а временное взвешивание для последовательности в 400 кадров работает около 20 мин.

В данной статье предложен метод, позволяющий избавиться от временной непоследовательности, возникающей в результате перестановки кадров, который позволяет обрабатывать также и данные кровотока. Метод основан на временном взвешивании, однако, позволяет обрабатывать данные на порядок быстрее.

Описание алгоритма

В основе идеи алгоритма лежит тот факт, что сбор ультразвуковых данных производится с помощью последовательной отправки и обработки лучей в радиальных направлениях [11]. Эти направления называются линиями сканирования, каждая линия соответствует сектору в результирующем изображении. Таким образом, можно считать одновременными пиксели, находящиеся внутри небольших секторов, что избавляет нас от попиксельного подсчета веса, который предложен в алгоритме временного взвешивания.

Входные данные. Входными данными для алгоритма является набор кадров, представленный последовательностью пар изображений $\langle E_i, F_i \rangle_{i=1}^n$, где E — данные B -режима i -го кадра, изображения размером $h \times w$ (для удобства представления изображений как матриц, будем сначала указывать высоту, затем ширину) пикселей и F_i — данные кровотока i -го кадра, изображения размером $h_f \times w_f$, n — количество кадров. Времена кадров с начала последовательности обозначаются вектором T длины n . Будем обозначать исходную продолжительность кадра d_f .

Выходные данные. Результатом работы алгоритма являются пересчитанные значения интенсивностей кадров $\langle E'_i, F'_i \rangle$.

Схема алгоритма изображена на рис. 2.

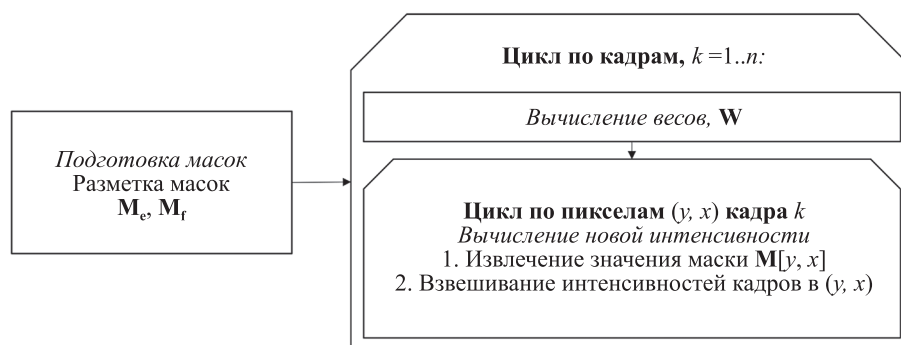


Рис. 2. Схема алгоритма обработки. В качестве предварительного шага происходит разметка масок.

Далее для каждого кадра происходит расчет взаимных весов с другими кадрами в каждом элементе маски.

После этого значение каждого пикселя подсчитывается путем взвешивания соответствующих пикселей всех кадров

Подготовка масок. Предварительным шагом обработки является подготовка масок. Маски представляют собой две матрицы M_e, M_f с размерами, соответствующими размеру данных B -режима и кровотока соответственно. Количество секторов в масках — n_p . Содержимое масок выглядит следующим образом: все пиксели вне сектора данных обозначены нулем, значения остальных пикселей соответствуют индексу их сектора, как изображено на схеме рис. 3. Будем обозначать продолжительность одного сектора $d_p = d_f/n_p$.



Рис. 3. Разметка маски данных B -режима, сопоставленная с кадром.

Пиксели вне основного сектора имеют нулевое значение маски. Веса для пикселей маски с одним и тем же значением одинаковы

Обработка кадра. Обозначим номер текущего кадра k . Для удобства там, где это возможно, индекс k будет опущен. Сначала производится подсчет матрицы весов W (ее размерность $n_p \times n$, элемент w_{ij} соответствует вкладу i -сектора j -го кадра в кадр k), а также вычисление вспомогательного вектора S сумм весов для каждого сектора длиной n_p . Тогда для индекса сектора i и кадра j вес рассчитывается следующим образом (σ — средняя продолжительность кадра):

$$t_{ij} = \mathbf{T}_j + (i-1)d_p \text{ — время } i\text{-го сектора кадра } j, i = 1..n_p,$$

$$\sigma = \frac{1}{n-1} \sum_{j=2}^n \mathbf{T}_j - \mathbf{T}_{j-1},$$

$$w_{ij} = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(DIST(t_{ij}, T_k))^2}{2\sigma^2}\right), \quad i = \{1..n_p\}, j = \{1..n\}.$$

Функция $DIST$ определяет временное расстояние внутри цикла, учитывая его замкнутость:

$$s_i = \sum_{j=1}^n w_{ij}, \quad i = \{1..n_s\}.$$

Затем для пиксела (y, x) кадра k данных B -режима, извлекается значение маски $c = \mathbf{M}_e[y, x]$. Если оно равно 0, то новая интенсивность пиксела $e'_{yx} = 0$. Иначе:

$$e'_{yx} = \frac{1}{s_c} \sum_{j=1}^n \mathbf{E}_j[y, x] w_{cj}. \quad (1)$$

Для подсчета значений данных кровотока используется более сложный алгоритм. Работа с маской производится аналогичным образом. Далее положительные и отрицательные значения потока для пиксела (y, x) , равно как и их веса, суммируются отдельно:

$$s_p = \sum_{j=1}^n w_{cj}, \quad \text{if } \mathbf{F}_j[y, x] \geq 0,$$

$$s_n = \sum_{j=1}^n w_{cj}, \quad \text{if } \mathbf{F}_j[y, x] < 0,$$

$$f'_{p_{yx}} = \frac{1}{s_p} \sum_{j=1}^n \mathbf{F}_j[y, x] w_{cj}, \quad \text{if } \mathbf{F}_j[y, x] \geq 0,$$

$$f'_{n_{yx}} = \frac{1}{s_n} \sum_{j=1}^n \mathbf{F}_j[y, x] w_{cj}, \quad \text{if } \mathbf{F}_j[y, x] < 0.$$

Если $s_p < s_n$, то $f'_{yx} = f'_{n_{yx}}$, иначе $f'_{yx} = f'_{p_{yx}}$, т. е. результирующие скорости зависят от доминирующего по суммарному весу направления скорости кровотока. Это обусловлено тем, что соседние кадры могут содержать кровотоки противоположных направлений, что приведет к обнулению кровотока в рассматриваемом кадре и соответственно, потере информации. Кроме того, некоторые пиксели могут быть подвержены алиасингу (алайзингу, aliasing) [12], что также приведет к получению нулевых значений кровотока в местах его максимальных амплитуд.

Методика проведения эксперимента

Для работы использовались 10 эпикардиальных наборов данных двухмерной доплеровской эхокардиографии больших животных (свиньи и овцы). Каждый набор имел примерно 400 кадров, продолжительность съемки составляла около 30 с, частота кадров — около 14 Гц. Наборы данных были сняты с помощью датчика X7-2 на аппарате Philips iE33 (Philips Healthcare, Андовер, Массачусетс). Протоколы экспериментов были одобрены научным комитетом Бостонской детской больницы по уходу и обращению с животными. Все животные получили должный уход, согласно Руководству по уходу и обращению с лабораторными животными 1996 г. [13]. Каждая последовательность предварительно обрабатывалась с помощью ретроспективного кадрирования для получения перестановленных кадров. Вычисления производились на компьютере с процессором Intel Core i7-8700K. Обработка данных велась с помощью программы на языке C++ с использованием библиотеки OpenCV. Для разделенных данных кровотока и B -режима, а также об их относительном расположении использовалась утилита, разработанная сотрудником Philips Healthcare.

Оценка результатов

Предложенный алгоритм является в некотором смысле упрощением временного взвешивания, необходимо было провести не только измерения времени работы, но и оценить отклонения в полученных результатах. В силу того, что веса для данных B -режима и кровотока получаются одинаковыми, в оценках использовалось только сравнение данных B -режима. Для оценки схожести изображений использовались два параметра:

Усредненное по кадрам среднее абсолютное отклонение:

$$\frac{1}{wh} \sum_{y=1}^h \sum_{x=1}^w |\mathbf{E}_1[y, w] - \mathbf{E}_2[y, w]|.$$

Усредненное по кадрам максимальное абсолютное отклонение:

$$\max_{y=1..h, x=1..w} |E_1[y=1..h, x] - E_2[y=1..h, x]|$$

Данные параметры были оценены для разных значений n_p с отслеживанием динамики характеристик с ростом количества секторов.

Оценка ошибки в вычислении интенсивности. Ошибка в вычислении угла в каждом пикселе не может превышать один шаг угла в маске, обозначим ее, как δ . Если предположить, что кадры после перестановки расположены параллельно, то для двух кадров вокруг рассматриваемого δ в одном случае увеличивает угол и соответственно расстояние, а в другом — уменьшает. Тогда, если измененный вес в какой-то точке у половины кадров:

$$w_{ij} = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(DIST(t_{ij}, T_k) + \delta)^2}{2\sigma^2}\right),$$

то у другой половины:

$$w_{ij} = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(DIST(t_{ij}, T_k) - \delta)^2}{2\sigma^2}\right).$$

Далее вычислялась оценка ошибка с частотой сердечных сокращений f , количеством кадров n и исходной частотой кадров f_0 в соответствии с формулой (1).

Результаты

Размеры кадров B -режима составляли 600 на 432 пикселей для всех наборов данных. Интенсивность пиксела — целое число в диапазоне [0–255].

Динамика изменения оценочных параметров с изменением количества секторов. Наборы данных отличались друг от друга по количеству кадров, поэтому для каждого набора оценивалось количество кадров, которое можно обработать за секунду. Усредненные по наборам показатели скорости изображены на рис. 4.

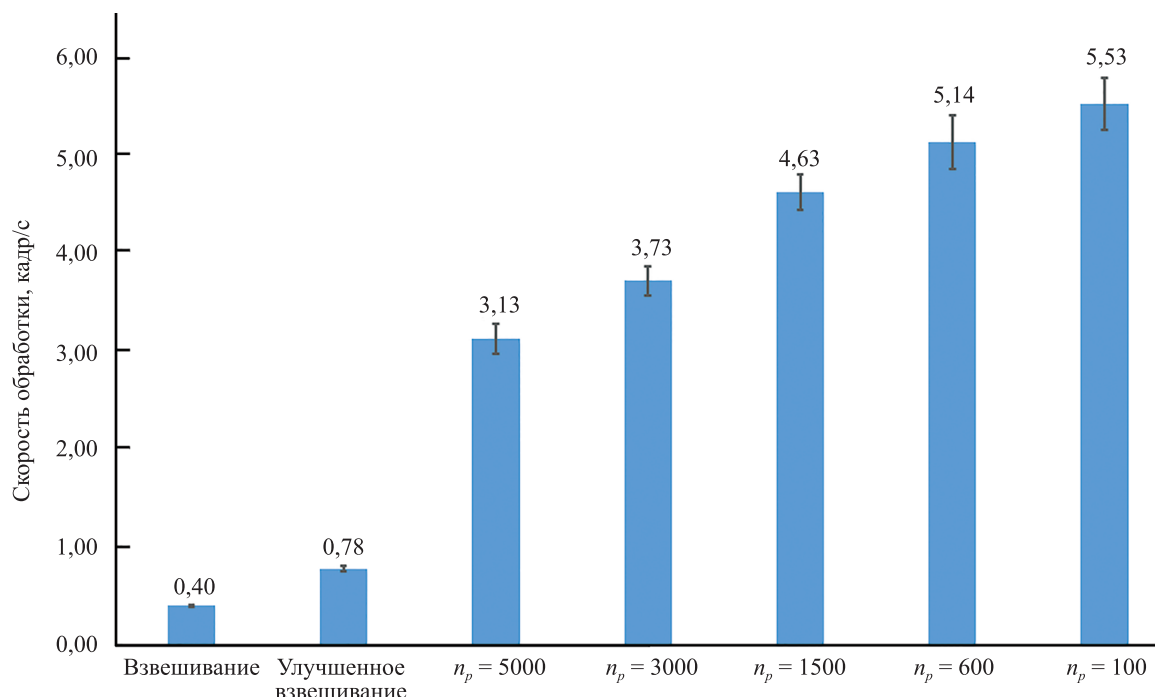


Рис. 4. Сравнение времен обработки одного кадра, усредненное по наборам данных для различных алгоритмов. Для предложенного алгоритма указаны различные значения количества секторов в маске n_p . В качестве значений погрешности изображены среднеквадратические отклонения

Данные ошибок для различных значений n_p указаны на рис. 5.

На графиках (рис. 5) можно увидеть резкое падение отклонения и практически полное отсутствие изменений при $n_p \geq 1500$. В силу того, что временные затраты при увеличении n_p растут незначительно

(вычисление весов линейно зависит от n_p , а сам этот шаг занимает лишь небольшую часть всего алгоритма), в качестве итогового было выбрано значение $n_p = 1500$.

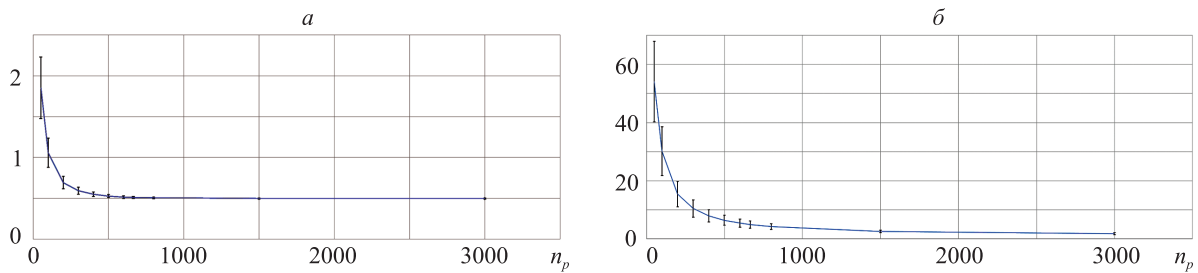


Рис. 5. Усредненные по наборам данных показатели абсолютного отклонения для различного количества секторов: а — среднее абсолютное отклонение; б — максимальное абсолютное отклонение. В качестве значений погрешности изображены среднеквадратические отклонения

Оценка ошибки в вычислении интенсивности. Для оценки ошибок были выбраны следующие параметры:

- $n_p = [100, 200, 300, 400, 600, 800, 1500, 3000, 5000]$ — количество секторов;
- $n = [300, 400, 500]$ — количество кадров;
- $f = 75$ Гц — частота сердечных сокращений, $f_0 = 14$ Гц — исходная частота кадров.

Для каждого набора показателей (пары n_p, n) было произведено 1000 запусков со случайными значениями интенсивностей пикселей. Далее, согласно центральной предельной теореме, для уровня доверия 99 % были подсчитаны доверительные интервалы оценки (таблица).

Таблица. Доверительные интервалы для оценок ошибок вычисления интенсивности одного пикселя

Количество кадров, n	n_p								
	100	200	300	400	600	800	1500	3000	5000
300	6,15 ± 0,37	3,01 ± 0,18	2,03 ± 0,12	1,61 ± 0,09	1,04 ± 0,06	0,79 ± 0,05	0,42 ± 0,02	0,21 ± 0,01	0,13 ± 0,008
400	8,17 ± 0,47	4,21 ± 0,24	2,82 ± 0,16	2,06 ± 0,12	1,39 ± 0,08	1,05 ± 0,06	0,54 ± 0,03	0,27 ± 0,02	0,16 ± 0,009
500	10,47 ± 0,62	5,11 ± 0,30	3,59 ± 0,21	2,62 ± 0,16	1,75 ± 0,10	1,27 ± 0,08	0,70 ± 0,04	0,34 ± 0,02	0,21 ± 0,01

В силу того что оценка погрешности и количество кадров отличается от значений, использованных в экспериментах, была посчитана корреляция средних значений теоретического и экспериментального отклонения (максимального), значения корреляции получились 0,9998 для всех трех значений n . Данные результаты позволяют считать оценку адекватной.

Обсуждение результатов

Предложенный алгоритм, как и временное взвешивание, опирается на тот факт, что съемка вдоль каждой линии сканирования занимает одно и то же время. Однако в случае доплерографии ситуация усложняется тем, что сектор данных кровотока может быть уже, чем сектор данных V -режима, в таком случае съемка происходит неравномерно. Без детальных данных о линиях сканирования и скоростях их обработки в зависимости от наличия данных о кровотоке, решение этой проблемы не представляется возможным. Тем не менее большое количество сборов данных происходит при полном угле сектора данных кровотока.

Другой проблемой взвешивания является упомянутый выше алиасинг. Несмотря на разделение весов кровотока различных направлений, наличие алиасинга может привести к артефактам на полученных изображениях. Дело в том, что алиасинг по своей сути приводит к тому, что соседние пиксели имеют скорости приближенных к максимуму абсолютных значений, но противоположных направлений. Таким образом, на границах областей алиасинга, в силу отсекаания скоростей по весам, могут возникать пиксели с меньшими амплитудами скоростей, чем соседние. Для борьбы с алиасингом авторами был использован метод, основанный на поиске связанных компонент [14].

И наконец, текущий сценарий обработки данных опирается на предположение о том, что сектор данных располагается симметрично относительно вертикального центра изображения. Большая часть наборов данных снимается именно в таком виде, однако, иногда может понадобиться автоматическая сегментация сектора [15].

Заключение

Предложен новый метод исправления временной непоследовательности, появляющейся после перестановки исходных кадров доплеровских эхокардиографических последовательностей. Метод по-

звolyет обрабатывать последовательности со скоростью, на порядок превышающей ранее используемый метод временного взвешивания при незначительных изменениях в результате. Кроме того, данный алгоритм рассчитан и на обработку данных кровотока. Раздельное взвешивание по разным направлениям дает возможность получать более однородный кровоток. Недостатками разработанного метода является тот факт, что он опирается на знания о расположении сектора и на тот факт, что сектор данных кровотока занимает всю ширину сектора данных. Исправление этих недостатков и последующее ускорение алгоритма, например, за счет переноса вычислений на графический процессор, является направлением дальнейших исследований.

Литература

1. Bercoff J., Montaldo G., Loupas T., Savery D., Mézière F., Fink M., Tanter M. Ultrafast compound doppler imaging: providing full blood flow characterization // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 2011. V. 58. N 1. P. 134–147. doi: 10.1109/TUFFC.2011.1780
2. Osmanski B.-F., Pernot M., Fink M., Tanter M. In vivo transthoracic ultrafast Doppler imaging of left intraventricular blood flow pattern // *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS 2013)*. 2013. P. 1741–1744. doi: 10.1109/ULTSYM.2013.0444
3. Tong L., Ramalli A., Jasaityte R., Tortoli P., D’Hooge J. Multi-Transmit Beam Forming for Fast Cardiac Imaging—Experimental Validation and *In Vivo* Application // *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2014. V. 33. N 6. P. 1205–1219. doi: 10.1109/TMI.2014.2302312
4. Cikes M., Tong L., Sutherland G.R., D’Hooge J. Ultrafast Cardiac Ultrasound Imaging: Technical Principles, Applications, and Clinical Benefits // *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2014. V. 7. N 8. P. 812–823. doi: 10.1016/j.jcmg.2014.06.004
5. Chang L.-W., Hsu K.-H., Li P.-C. Graphics processing unit-based high-frame-rate color doppler ultrasound processing // *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. 2009. V. 56. N 9. P. 1856–1860. doi: 10.1109/TUFFC.2009.1261
6. Perrin D.P., Vasilyev N.V., Marx G.R., Del Nido P.J. Temporal Enhancement of 3D Echocardiography by Frame Reordering // *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2012. V. 5. N 3. P. 300–304. doi: 10.1016/j.jcmg.2011.10.006
7. Terentjev A.B., Settlemier S.H., Perrin D.P., Del Nido P.J., Shturts I.V., Vasilyev N.V. Temporal enhancement of two-dimensional color doppler echocardiography // *Proceedings of SPIE*. 2016. V. 9784. P. 97843T. doi: 10.1117/12.2209113
8. Danudibroto A., Bersvendsen J., Mirea O., Gerard O., D’Hooge J., Samset E. Image-based temporal alignment of echocardiographic sequences // *Proceedings of SPIE*. 2016. V. 9790. P. 97901G. doi: 10.1117/12.2216192
9. Terentjev A.B., Perrin D.P., Settlemier S.H., Zurakowski D., Smirnov P.O., del Nido P.J., Shturts I.V., Vasilyev N.V. Temporal enhancement of 2D color Doppler echocardiography sequences by fragment-based frame reordering and refinement // *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2019. V. 14. N 4. P. 577–586. doi: 10.1007/s11548-019-01926-0
10. Schneider R.J. *Semi-Automatic Delineation of the Mitral Valve from Clinical Four-Dimensional Ultrasound Imaging*. Cambridge, Massachusetts: Harvard University, 2011. 166 p.
11. *Guide for the Care and Use of Laboratory Animals*. Washington, DC: The National Academies Press, 1996.
12. Hill C.R., Bamber J.C., Ter Haar G.R. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. 2nd ed. John Wiley & Sons, 2002. 511 p. doi: 10.1002/0470093978
13. Цвибель В.Дж., Пеллерито Д.С. Ультразвуковое исследование сосудов. 5-е изд. М.: ВИДАР, 2008. 646 с.
14. Muth S., Dort S., Sebag I.A., Blais M.-J., Garcia D. Unsupervised dealiasing and denoising of color-Doppler data // *Medical Image Analysis*. 2011. V. 15. N 4. P. 577–588. doi: 10.1016/j.media.2011.03.003
15. Saini K., Dewal M.L., Rohit M. Ultrasound Imaging and Image Segmentation in the area of Ultrasound: A Review // *International Journal of Advanced Science and Technology*. 2010. V. 24. P. 41–60.

References

1. Bercoff J., Montaldo G., Loupas T., Savery D., Mézière F., Fink M., Tanter M. Ultrafast compound doppler imaging: providing full blood flow characterization. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2011, vol. 58, no. 1, pp. 134–147. doi: 10.1109/TUFFC.2011.1780
2. Osmanski B.-F., Pernot M., Fink M., Tanter M. In vivo transthoracic ultrafast Doppler imaging of left intraventricular blood flow pattern. *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS 2013)*, 2013, pp. 1741–1744. doi: 10.1109/ULTSYM.2013.0444
3. Tong L., Ramalli A., Jasaityte R., Tortoli P., D’Hooge J. Multi-Transmit Beam Forming for Fast Cardiac Imaging—Experimental Validation and *In Vivo* Application. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2014, vol. 33, no. 6, pp. 1205–1219. doi: 10.1109/TMI.2014.2302312
4. Cikes M., Tong L., Sutherland G.R., D’Hooge J. Ultrafast Cardiac Ultrasound Imaging Technical Principles, Applications, and Clinical Benefits. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 2014, vol. 7, no. 8, pp. 812–823. doi: 10.1016/j.jcmg.2014.06.004
5. Chang L.-W., Hsu K.-H., Li P.-C. Graphics processing unit-based high-frame-rate color doppler ultrasound processing. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, vol. 56, no. 9, pp. 1856–1860. doi: 10.1109/TUFFC.2009.1261
6. Perrin D.P., Vasilyev N.V., Marx G.R., Del Nido P.J. Temporal Enhancement of 3D Echocardiography by Frame Reordering. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 2012, vol. 5, no. 3, pp. 300–304. doi: 10.1016/j.jcmg.2011.10.006
7. Terentjev A.B., Settlemier S.H., Perrin D.P., Del Nido P.J., Shturts I.V., Vasilyev N.V. Temporal enhancement of two-dimensional color doppler echocardiography. *Proceedings of SPIE*, 2016, vol. 9784, pp. 97843T. doi: 10.1117/12.2209113
8. Danudibroto A., Bersvendsen J., Mirea O., Gerard O., D’Hooge J., Samset E. Image-based temporal alignment of echocardiographic sequences. *Proceedings of SPIE*, 2016, vol. 9790, pp. 97901G. doi: 10.1117/12.2216192
9. Terentjev A.B., Perrin D.P., Settlemier S.H., Zurakowski D., Smirnov P.O., del Nido P.J., Shturts I.V., Vasilyev N.V. Temporal enhancement of 2D color Doppler echocardiography sequences by fragment-based frame reordering and refinement. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2019, vol. 14, no. 4, pp. 577–586. doi: 10.1007/s11548-019-01926-0
10. Schneider R.J. *Semi-Automatic Delineation of the Mitral Valve from Clinical Four-Dimensional Ultrasound Imaging*. Cambridge, Massachusetts: Harvard University, 2011, 166 p.
11. *Guide for the Care and Use of Laboratory Animals*. Washington, DC: The National Academies Press, 1996.
12. Hill C.R., Bamber J.C., Ter Haar G.R. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. 2nd ed. John Wiley & Sons, 2002, 511 p. doi: 10.1002/0470093978
13. Zwiebel W.J., Pellerito J.S. *Introduction to vascular ultrasonography*. 5th ed. Elsevier, 2005, 674 p.
14. Muth S., Dort S., Sebag I.A., Blais M.-J., Garcia D. Unsupervised dealiasing and denoising of color-Doppler data. *Medical Image Analysis*, 2011, vol. 15, no. 4, pp. 577–588. doi: 10.1016/j.media.2011.03.003
15. Saini K., Dewal M.L., Rohit M. Ultrasound Imaging and Image Segmentation in the area of Ultrasound: A Review. *International Journal of Advanced Science and Technology*, 2010, vol. 24, pp. 41–60.

Авторы

Терентьев Алексей Борисович — аспирант, Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Санкт-Петербург, 195251, Российская Федерация, Scopus ID: 56784209100, ORCID ID: 0000-0003-3149-4456, Alexey.terentjev@gmail.com

Васильев Николай Владимирович — научный сотрудник, Бостонская детская больница, Медицинский факультет Гарвардского университета, Бостон, Массачусетс, 02115, США, Scopus ID: 14066683700, ORCID ID: 0000-0002-8181-8044, Nikolay.Vasilyev@childrens.harvard.edu

Authors

Alexey B. Terentjev — postgraduate, Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, Saint Petersburg, 195251, Russian Federation, Scopus ID: 56784209100, ORCID ID: 0000-0003-3149-4456, Alexey.terentjev@gmail.com

Nikolay V. Vasilyev — Staff Scientist, Boston Children's Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA, 02115, USA, Scopus ID: 14066683700, ORCID ID: 0000-0002-8181-8044, Nikolay.Vasilyev@childrens.harvard.edu