

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В БИМЕДИЦИНСКИХ СИСТЕМАХ

INFORMATION TECHNOLOGIES IN BIOMEDICAL SYSTEMS

УДК 004.021 + 519.688

DOI: 10.17587/it.27.97-101

А. Б. Терентьев, аспирант, e-mail: alexey.terentjev@gmail.com,
И. В. Штурц, ст. науч. сотр., канд. техн. наук, email: ishturts@gmail.com,
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

Устранение алиасинга в доплеровской эхокардиографии с помощью фильтрации субмаксимальных компонент скоростей

Рассматривается задача устранения алиасинга в доплерографии. Все существующие алгоритмы являются приближенными, самые точные требуют значительного времени для обработки. Предлагается метод, устраняющий алиасинг лишь в областях, где вероятность его появления высока, а также поддерживающий возможность обработки в реальном времени. Эксперименты на реальных данных кровотока в сердцах животных подтвердили высокую точность определения областей алиасинга и показали возможность включения алгоритма в обработку в реальном времени.

Ключевые слова: доплеровская эхокардиография, алиасинг, лес непересекающихся множеств, связанные компоненты

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. Одним из основных артефактов доплерографии является алиасинг (алайзинг, англ. *aliasing*), заключающийся в том, что кровоток со скоростями, превышающими лимит, обусловленный параметрами съемки, отображается как обратный (рис. 1, см. вторую сторону обложки).

Несмотря на достаточно серьезное влияние алиасинга на диагностику некоторое число ранних исследований, посвященных изучению кровотока с помощью доплерографии, либо предлагали достаточно ненадежные или ручные методы [1–3] или вовсе игнорировали данную проблему [4–6]. В трехмерной эхокардиографии предлагался подход, основанный на нечеткой логике [7]. В то же время в метеорологии, где данные с радаров также подвержены алиасингу, имелся ряд работ, предлагающих достаточно эффективные решения [8–11]. Часть из них основывалась на том, чтобы рассчитывать скорость в ячейке с учетом значений в соседних ячейках. Данный подход вдохновил исследователей на работу [12], в которой было

реализовано автоматическое устранение шумов и алиасинга. Тем не менее, данный подход имел достаточно серьезные ограничения в применении в случае наличия хаотичного кровотока, который часто может возникать при различных патологиях клапанов сердца. В работе [13] используется схожий подход, в котором корректировка происходит с помощью графа, построенного по областям с одинаковыми скоростями. Однако в дальнейшем данный метод был признан проигрышным (незначительно) по сравнению с регуляризацией [15], в работе [14] показана неэффективность использования информации с соседних кадров. Кроме этого, существует набор подходов, использующих оператора для определения региона алиасинга [16].

Проблема подхода, рассмотренного в работе [13], заключается в том, что могут случаться ложные срабатывания в случае турбулентного потока, а также в силу того, что потоки, отделенные тонкими тканями, считаются алгоритмом смежными. Подход, представленный в работе [15], немного лучше устраняет алиасинг, но порождает искусственные скорости, пытаясь воссоздать связный поток. Кроме того, время обработки в данном методе значительно увеличилось.

Ложные срабатывания при поиске алиасинга могут оказать крайне негативное значение на диагностику. Нередко может оказаться более полезным не изменять исходную картину, оставляя решение вопроса радиологу. Кроме того, параметры съемки обычно подбираются

так, что многократный алиасинг крайне маловероятен. Таким образом, существует необходимость в реализации метода устранения алиасинга, который устранял бы алиасинг только в областях с высокими скоростями обратных направлений, смежных друг с другом.

В данной статье предлагается такой метод, который, ко всему прочему, может быть включен в комплексы программ для обработки доплерографических данных в реальном времени.

Описание алгоритма

Работа алгоритма основана на предположении, что параметры съемки выбраны так, что большая часть кровотока не подвержена алиасингу. Общая идея алгоритма заключается в том, что на границе областей с алиасингом находятся ячейки с большой разницей в скоростях противоположных направлений — критические границы скоростей. Кроме того, будем предполагать, что алиасинг не имеет слишком больших амплитуд и содержится только в областях субмаксимальных, приближенных к максимальным, скоростей. Кроме того, алгоритм предполагает предварительное отделение данных кровотока или их исходное наличие в результатах съемки.

♦ Схема алгоритма

Общая схема работы алгоритма выглядит следующим образом:

1. Составление маски алиасинга. Для каждого кадра выполняется:

1) разбиение данных кровотока на связные компоненты. Используются 5 групп — фон (отсутствие скорости или ткань), а также субмаксимальные и не субмаксимальные скорости в обоих направлениях;

2) поиск критических компонент (областей), а также составление критических регионов — наборов компонент, смежных с критическими;

3) обработка критических регионов. Поиск доминирующего направления в регионе. Запись внутренних компонент не доминирующего направления в маску.

2. Обработка кадров по маскам. Определение нового регистрируемого диапазона скоростей с помощью масок. Устранение алиасинга на каждом кадре с помощью маски и нового диапазона.

♦ Входные данные

Входными данными алгоритма устранения алиасинга являются: набор матриц $\{\mathbf{F}_i\}_{i=1}^n$ где $\mathbf{F}_i$ — данные кровотока i -го кадра, изображения размером $h_f \times w_f$, n — число кадров; граница модуля субмаксимальной скорости u ; критическая разница скоростей алиасинга v_c —

минимальная разница между скоростями на границе противоположных направлений; c_d — минимальная разница весов противоположных направлений для изменения скоростей в критическом регионе.

♦ Выходные данные

Результатом работы алгоритма являются пересчитанные значения интенсивностей пикселей в данных кровотока $\{\mathbf{F}'_i\}_{i=1}^n$.

♦ Разбиение изображения на связные компоненты

В предложенном алгоритме идет разбиение всех пикселей кровотока на смежные области (компоненты) по категориям. Для пиксела $p(x, y)$, скорость кровотока в котором v , категории выглядят следующим образом:

- фон, нулевые данные кровотока $v = 0$ или ткани;
- области субмаксимального кровотока в сторону датчика, $v > 0, |v| \geq u$;
- области субмаксимального кровотока в сторону от датчика $v < 0, |v| \geq u$;
- области не субмаксимального кровотока в сторону датчика, $v > 0, |v| < u$;
- области не субмаксимального кровотока в сторону от датчика, $v < 0, |v| < u$.

В алгоритме предложено использование двух типов смежности (связности):

- *4-смежность*. Пиксел $p(x, y)$ смежен с пикселями $(x - 1, y)$, $(x + 1, y)$, $(x, y - 1)$, $(x, y + 1)$ в случае существования таковых. Будем обозначать множество таких пикселей $N_4(p)$;
- *8-смежность*. Пиксел $p(x, y)$ смежен с пикселями $(x - 1, y - 1)$, $(x, y - 1)$, $(x + 1, y - 1)$, $(x - 1, y)$, $(x + 1, y)$, $(x - 1, y + 1)$, $(x, y + 1)$, $(x + 1, y + 1)$ в случае существования таковых. Будем обозначать множество таких пикселей $N_8(p)$.

Работа с компонентами происходит с помощью *леса непересекающихся множеств* — структуры для непересекающихся множеств [17, стр. 285]. Структура для конечного множества S поддерживает его разбиение на непересекающиеся подмножества $S = X_0 \cup X_1 \cup X_2 \cup \dots \cup X_k$: $X_l \cap X_q = \emptyset \forall l, q \in \{0, 1, \dots, k\}, l \neq q$. Каждому подмножеству X_l назначается представитель $r_l \in X_l$. Структура поддерживает операции:

- *MakeSet(x)*. Создает для x новое подмножество, назначая x его представителем;
- *Find(x)*. Определяет для x его подмножество, возвращая представителя.
- *Union(r, s)*. Объединяет множества с представителями r, s , назначая r представителем итогового множества.

С помощью системы непересекающихся множеств для кадра i получается матрица $\mathbf{C}_i$

размера $h_f \times w_f$ целых чисел, значения которых соответствуют номеру компоненты или равны 0 для фона. Число компонент будем обозначать m , таким образом $0 \leq C_i[y, x] \leq m$. Множество всех компонент обозначим S_i . После разбиения для каждой компоненты c_j также подсчитывается параллельный осям ограничивающий прямоугольник B_j и его площадь A_j .

♦ Поиск критических областей

Как уже говорилось в описании идеи алгоритма, алиасинг характерен тем, что на границе областей, ему подверженных, смежные пиксели соответствуют скоростям, противоположным по направлению, с амплитудами, близкими к максимальным. Будем называть такие границы и области, которыми они принадлежат, критическими. Параллельно составляются критические регионы — списки областей, либо непосредственно смежных с критическими, либо смежных с субмаксимальными областями в списке.

Для поиска таких областей выполняется обход всех компонент. Для каждой компоненты, отмеченной как субмаксимальная, осуществляется обход граничных пикселей p_b . Если в $N(p_b)$ находится пиксел с обратным направлением кровотока: $\exists p'_b \in N(p_b) : |\mathbf{F}[p_b] - \mathbf{F}[p'_b]| \geq v_c$, такая область помечается как критическая.

Набор критических регионов составляется с помощью все той же системы непересекающихся множеств, но уже основанной на списках [17, стр. 584].

♦ Обработка критических регионов

На данном шаге происходит уже непосредственное заполнение маски. Введем дополнительные понятия: R_{ik} — критический регион с индексом k кадра i ; $V_{T_{ik}} = \sum_{\forall p \in S_{R_{ik}} : \mathbf{F}[p] > 0} \mathbf{F}[p]$ — сумма модулей скоростей в сторону датчика внутри региона k ; $V_{B_{ik}} = \sum_{\forall p \in S_{R_{ik}} : \mathbf{F}[p] < 0} |\mathbf{F}[p]|$ — сумма модулей скоростей от датчика внутри региона; $A_{T_{ik}} = \sum_{j: c_j \in S_{R_{ik}}, \mathbf{F}[c_j] > 0} A_j$ — сумма площадей областей региона со скоростями в сторону датчика; $A_{B_{ik}} = \sum_{j: c_j \in S_{R_{ik}}, \mathbf{F}[c_j] < 0} A_j$ — сумма площадей областей региона со скоростями от датчика.

Тогда для каждого критического региона:

- вычисляются $O_{T_{ik}} = V_{T_{ik}} A_{T_{ik}}$ и $O_{B_{ik}} = V_{B_{ik}} A_{B_{ik}}$. Больше из этих значений будем обозначать O_{dk} , меньшее — O_{sk} , в данном сравнении выбирается доминирующее в регионе направление;
- если $\frac{O_{dk} - O_{sk}}{O_{dk}} < c_d$, обработка региона прекращается;

- далее происходит обход всех субмаксимальных областей критического региона. Если направление области не совпадает с доминирующим, она добавляется к маске путем применения побитового логического сложения.

♦ Обработка кадров по маскам

Далее с помощью вычисленных для каждого кадра масок подсчитывается новый максимальный модуль скорости путем полного перебора пикселей $\mathbf{F}_i$, пересекающихся с маской, и предварительного вычисления их итоговой скорости. После того как максимальный модуль найден, происходит пересчет всех данных кровотока по тому, как изменился диапазон отображения скоростей. Данные в процессе обработки алгоритмом одного кадра представлены на рис. 2 (см. вторую сторону обложки).

Методика проведения эксперимента

Для работы использовались 10 эхокардиальных 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. [18]. Каждая последовательность предварительно обрабатывалась с помощью ретроспективного кадрирования для получения перестановленных кадров. Вычисления проводили на компьютере с процессором Intel Core i7-8700K. Обработку данных вели с помощью программы на языке C++ с использованием библиотеки OpenCV. Для разделенных данных кровотока и В-режима, а также данных об их относительном расположении, использовалась утилита, разработанная сотрудником Philips Healthcare.

Результаты

♦ Параметры алгоритма

Предлагаемый метод применялся со следующими параметрами:

- значение u было выбрано таким образом, чтобы порог субмаксимальных скоростей начинался примерно с 0,75 от максимума;

- значение v_c была подобрано так, чтобы разница между противоположными скоростями составляла как минимум 90 % диапазона;
- $c_d = 0,1$, т. е. если значения направлений отличались менее чем на 10 %, регион не рассматривался.

♦ Тестирование на реальных данных

Алгоритм был запущен на тестовых наборах и позволил успешно устранить алиасинг в большинстве кадров. Всего для тестовых наборов, насчитывающих порядка 4000 кадров, алиасингу была подвержена примерно треть кадров, были обнаружены ошибки устранения в примерно 10 кадрах (около 1 %). Проверка проводилась вручную.

♦ Примеры неудачного устранения алиасинга

Неполное устранение. Наиболее часто встречающейся проблемой алгоритма является неполное устранение алиасинга. Это связано с тем, что маска применяется лишь к субмаксимальным областям. На рис. 3 (см. вторую сторону обложки) показан пример неполного устранения на фрагменте кадра.

Параметр u был подобран таким образом, чтобы покрывать большое значение стандартных параметров съемки, так как радиологи обычно стараются подобрать адекватные параметры съемки. Тем не менее, в данных случаях параметр оказался выше требуемого. Одним из вероятных решений такой проблемы может стать более точный выбор порогового значения u . Например, можно давать возможность радиологу выбирать значение самостоятельно или же реализовать автоматический подбор значения, который дает наиболее равномерный кровоток, данная задача является предметом будущих исследований.

Смежность с «лишними» компонентами. Другой проблемой может стать плохая репрезентативность значения для поиска доминирующего направления. Она может приводить к тому, что смежность с компонентами, которые не должны были принадлежать критическому региону, дает неверное определение направления, как на рис. 4 (см. третью сторону обложки).

Частично эта проблема может усугубляться слишком широким критерием смежности при разбиении на компоненты (рис. 5, см. третью сторону обложки).

В данном случае такого эффекта можно избежать, применив не 8-смежность, а 4-смежность, разбиение на компоненты в таком случае изменится (рис. 6, см. третью сторону обложки). Таким образом, необходимо использовать 4-смежность для разбиения на компоненты.

Выбор 4-смежности в пользу 8-смежности не должен повлечь за собой проблем в нахождении

смежных субмаксимальных областей — случай, когда такие области смежны только диагонально расположенными пикселями, крайне маловероятен.

Данный пример наглядно демонстрирует преимущества применения алгоритма только к областям с субмаксимальными скоростями. В противном случае все смежные области поменяли бы направление, что привело бы к непонятной радиологу картине. В данном же случае оператору будет виден артефакт исправления, и он сможет обратиться к исходным данным и разрешить этот вопрос.

♦ Время работы

Обработка одного кадра на персональном компьютере, использующая 4-смежность для определения критических границ, занимала в среднем около 5 мс, а для 8-смежности — 7 мс, что делает этот метод применимым для обработки кадров в реальном времени, а также говорит об осмысленности использования 8-смежности для поиска критических границ.

Заключение

В данной работе был предложен новый метод устранения алиасинга, который применяется только к областям с близкими к максимальным скоростями, что позволяет уменьшить область покрытия в случае некорректного определения и облегчить поиск ошибок определения. Алгоритм был протестирован на реальных двухмерных эхокардиографических данных и показал достаточно высокую точность определения (менее 1 % ошибок) и скорость работы, позволяющую включать его в комплексы для обработки доплерографических данных в реальном времени.

Список литературы

1. Yotti R., Bermejo J., Antoranz, J C., Rojo-Álvarez J. L., Al-lue C., Silva J., Desco M M., Moreno M., Garcia-Fernández, M. A. Noninvasive assessment of ejection intraventricular pressure gradients // J. Am Coll Cardiol. Journal of the American College of Cardiology. 2004. Vol. 43, N. 9. P. 1654—1662.
2. Funamoto K., Hayase T., Saijo Y., Yambe T. Detection and correction of aliasing in ultrasonic measurement of blood flows with Ultrasonic-Measurement-Integrated simulation // Technol Heal Care. IOS Press. 2005. Vol. 13, N. 4. P. 331—344.
3. Plicht B., Kahlert P., Goldwasser R., Janosi R. A., Hunold P., Erbel R., Buck T. Direct quantification of mitral regurgitant flow volume by real-time three-dimensional echocardiography using dealiasing of color Doppler flow at the vena contracta // J. Am Soc Echocardiogr. Elsevier, 2008. Vol. 21, N. 12. P. 1337—1346.
4. Tonti G., Riccardi G., Denaro F. M., Trambaiolo P., Salustri A. From digital image processing of colour Doppler M-mode maps to noninvasive evaluation of the left ventricular diastolic function: a dedicated software package // Ultrasound Med Biol. Elsevier, 2000. Vol. 26, N. 4. P. 603—611.
5. Arigovindan M., Suhling M., Jansen C., Hunziker P., Unser M. Full Motion and Flow Field Recovery from Echo Doppler Data // IEEE Transactions on Medical Imaging. 2006. Vol. 26, N.1. P. 31—45.

6. Yakhot A., Anor T., Karniadakis G. E. A reconstruction method for gappy and noisy arterial flow data // *IEEE Trans Med Imaging*. IEEE, 2007. Vol. 26, N. 12. P. 1681–1697.
7. Shahin A., Ménard M., Eboueya M. Cooperation of fuzzy segmentation operators for correction aliasing phenomenon in 3D color doppler imaging // *Artif Intell Med*. Elsevier, 2000. Vol. 19, N. 2. P. 121–154.
8. James C. N., Houze Jr R. A. A real-time four-dimensional Doppler dealiasing scheme // *J. Atmos Ocean Technol*. 2001. Vol. 18, N. 10. P. 1674–1683.
9. Gao J., Droegemeier K. K. A variational technique for dealiasing Doppler radial velocity data // *J Appl Meteorol*. 2004. Vol. 43, N. 6. P. 934–940.
10. Xu Q., Nai K. Mesocyclone-targeted Doppler velocity dealiasing // *J. Atmos Ocean Technol*. 2017. Vol. 34, N. 4. P. 841–853.
11. Chang P.-L. Fang, W. T., Lin P. F., Yang M. J. A Vortex-Based Doppler Velocity Dealiasing Algorithm for Tropical Cyclones // *J Atmos Ocean Technol*. 2019. Vol. 36, N. 8. P. 1521–1545.
12. Muth S., Dort S., Sebag I. A., Blais M. J., Garcia D. Un-supervised dealiasing and denoising of color-Doppler data DeAN processed // *Medical Image Analysis*. 2011. Vol. 15. P. 577–588.

13. Yatchenko A. M., Krylov A. S., Gavrilov A. V., Arkhipov I. V. Graph-cut based antialiasing for Doppler ultrasound color flow medical imaging // *Visual Communications and Image Processing (VCIP)*, 2011 IEEE. 2011. P. 1–4.
14. Yatchenko A., Krylov A. S. Cross-Frame Ultrasonic Color Doppler Flow Heart Image Unwrapping // *Functional Imaging and Modeling of the Heart* / ed. van Assen H., Bovendeerd P., Delhaas T. Springer International Publishing, 2015. Vol. 9126. P. 265–272.
15. Yatchenko A. M., Krylov A. S., Sandrikov V. A., Kulagina T. Y. Regularizing method for phase antialiasing in color doppler flow mapping // *Neurocomputing*. Elsevier. 2014. Vol. 139. P. 77–83.
16. Oktamuliani S., Hasegawa K., Saijo Y. Correction of Aliasing in Color Doppler Echocardiography Based on Image Processing Technique in Echodynamography // *Proceedings of the 3rd International Conference on Biomedical Signal and Image Processing*. 2018. P. 1–5.
17. Кормен Т. Х., Лейзерсон Ч. И., Ривест Р. Л., Штайн К. Алгоритмы: построение и анализ. М.: Вильямс. 2006. 1296 с.
18. Council N. R. Guide for the Care and Use of Laboratory Animals. Washington, DC: The National Academies Press, 1996.

A. B. Terentjev, PhD Student, e-mail: alexey.terentjev@gmail.com,

I. V. Shturts, Senior Research Fellow, e-mail: ishturts@gmail.com,

Peter the Great St.Petersburg Polytechnic University, St.Petersburg, Russian Federation

Two Dimensional Color Doppler Dealiasing Using Submaximal Velocity Components Filtering

Aliasing is one of the most common artifacts in 2D color Doppler echocardiography. Existing methods are approximate and the most precise of them require considerable amount of computations. In the proposed paper, we describe an algorithm that modifies only areas with submaximal velocities — areas most prone to aliasing, leaving other untouched in order to facilitate the process of analysis for the radiologist. Algorithm was tested on 10 in-vivo datasets of large animals and have shown the considerable precision and computation efficiency, which made it real-time compatible.

Keywords: two-dimensional color Doppler, echocardiography, disjoint-set tree, connected components

DOI: 10.17587/it.27.97-101

References

1. Yotti R., Bermejo J., Antoranz J. C., Rojo-Álvarez J. L., Al-lue C., Silva J., Desco M. M., Moreno M., García-Fernández M. A. Noninvasive assessment of ejection intraventricular pressure gradients, *Journal of the American College of Cardiology*, 2004, vol. 43, no. 9, pp. 1654–1662.
2. Funamoto K., Hayase T., Saijo Y., Yambe T. Detection and correction of aliasing in ultrasonic measurement of blood flows with Ultrasonic-Measurement-Integrated simulation, *Technol Heal Care. IOS Press*, 2005, vol. 13, no. 4, pp. 331–344.
3. Plicht B., Kahlert P., Goldwasser R., Janosi R. A., Hunold P., Erbel R., Buck T. Direct quantification of mitral regurgitant flow volume by real-time three-dimensional echocardiography using dealiasing of color Doppler flow at the vena contracta, *J. Am. Soc. Echocardiogr*, Elsevier, 2008. vol. 21, no. 12, pp. 1337–1346.
4. Tonti G., Riccardi G., Denaro F. M., Trambaiolo P., Salustri A. From digital image processing of colour Doppler M-mode maps to noninvasive evaluation of the left ventricular diastolic function: a dedicated software package, *Ultrasound Med Biol.*, Elsevier, 2000, vol. 26, no. 4, pp. 603–611.
5. Arigovindan M., Suhling M., Jansen C., Hunziker P., Unser M. Full Motion and Flow Field Recovery from Echo Doppler Data, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2006, vol. 26, no. 1, pp. 31–45.
6. Yakhot A., Anor T., Karniadakis G. E. A reconstruction method for gappy and noisy arterial flow data, *IEEE Trans Med Imaging*, IEEE, 2007, vol. 26, no. 12, pp. 1681–1697.
7. Shahin A., Ménard M., Eboueya M. Cooperation of fuzzy segmentation operators for correction aliasing phenomenon in 3D color doppler imaging, *Artif Intell Med.*, Elsevier, 2000, vol. 19, no. 2, pp. 121–154.

8. James C. N., Houze Jr R. A. A real-time four-dimensional Doppler dealiasing scheme, *J. Atmos. Ocean Technol.*, 2001, vol. 18, no. 10, pp. 1674–1683.
9. Gao J., Droegemeier K. K. A variational technique for dealiasing Doppler radial velocity data, *J. Appl. Meteorol.*, 2004, vol. 43, no. 6, pp. 934–940.
10. Xu Q., Nai K. Mesocyclone-targeted Doppler velocity dealiasing, *J. Atmos. Ocean Technol.*, 2017, vol. 34, no. 4, pp. 841–853.
11. Chang P.-L. Fang, W. T., Lin P. F., Yang M. J. A Vortex-Based Doppler Velocity Dealiasing Algorithm for Tropical Cyclones, *J. Atmos. Ocean Technol.*, 2019, vol. 36, no. 8, pp. 1521–1545.
12. Muth S., Dort S., Sebag I. A., Blais M. J., Garcia D. Un-supervised dealiasing and denoising of color-Doppler data DeAN processed, *Medical Image Analysis*, 2011, vol. 15, pp. 577–588.
13. Yatchenko A. M., Krylov A. S., Sandrikov V. A., Kulagina T. Y. Graph-cut based antialiasing for Doppler ultrasound color flow medical imaging, *Visual Communications and Image Processing (VCIP)*, 2011 IEEE, 2011, pp. 1–4.
14. Yatchenko A., Krylov A. S. Cross-Frame Ultrasonic Color Doppler Flow Heart Image Unwrapping, *Functional Imaging and Modeling of the Heart* / ed. van Assen H., Bovendeerd P., Delhaas T. Springer International Publishing, 2015, vol. 9126, pp. 265–272.
15. Yatchenko A. M., Krylov A. S., Sandrikov V. A., Kulagina T. Y. Regularizing method for phase antialiasing in color doppler flow mapping, *Neurocomputing*, Elsevier, 2014, vol. 139, pp. 77–83.
16. Oktamuliani S., Hasegawa K., Saijo Y. Correction of Aliasing in Color Doppler Echocardiography Based on Image Processing Technique in Echodynamography, *Proceedings of the 3rd International Conference on Biomedical Signal and Image Processing*, 2018, pp. 1–5.
17. Cormen T. H., Leiserson C. E., Rivest R., Stein C. Introduction to algorithms, MIT press, 2005.
18. Council N. R. Guide for the Care and Use of Laboratory Animals, Washington, DC, The National Academies Press, 1996.

Рисунки к статье А. Б. Терентьева, И. В. Штурца

«УСТРАНЕНИЕ АЛИАСИНГА В ДОППЛЕРОВСКОЙ ЭХОКАРДИОГРАФИИ С ПОМОЩЬЮ ФИЛЬТРАЦИИ СУБМАКСИМАЛЬНЫХ КОМПОНЕНТ СКОРОСТЕЙ»



Рис. 1. Пример алиасинга. Кровоток от датчика с наиболее высокими скоростями отображается как обратный

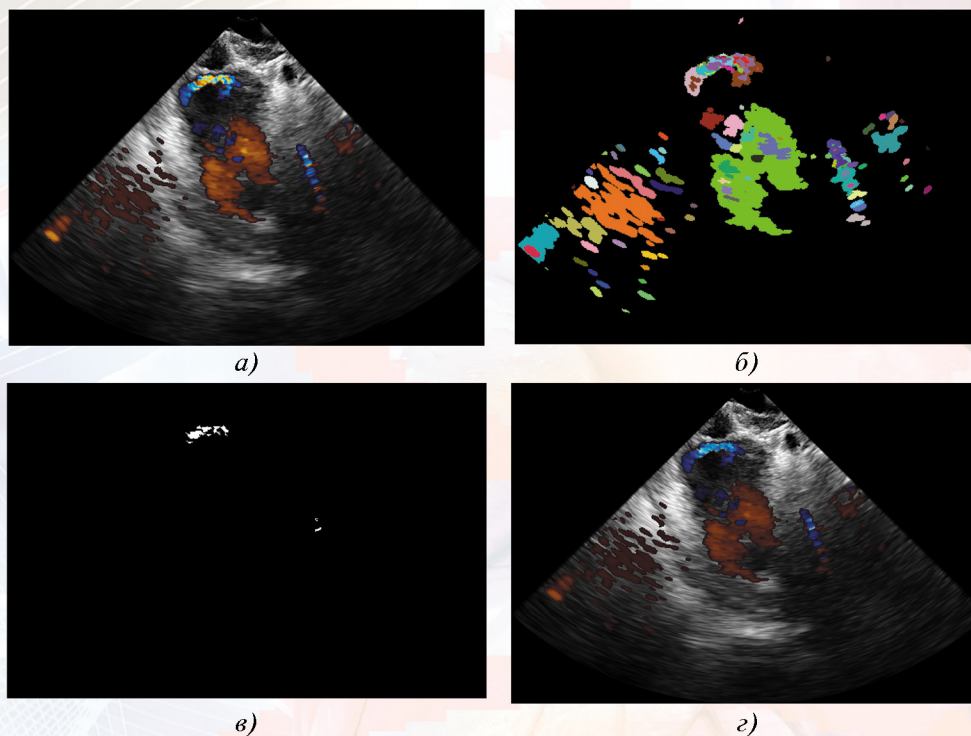


Рис. 2. Оригинальный кадр (а) последовательности набора данных, разбиение его данных кровотока на компоненты, каждая окрашена своим цветом (б), маска пикселей с алиасингом (в) и итоговое изображение (г)

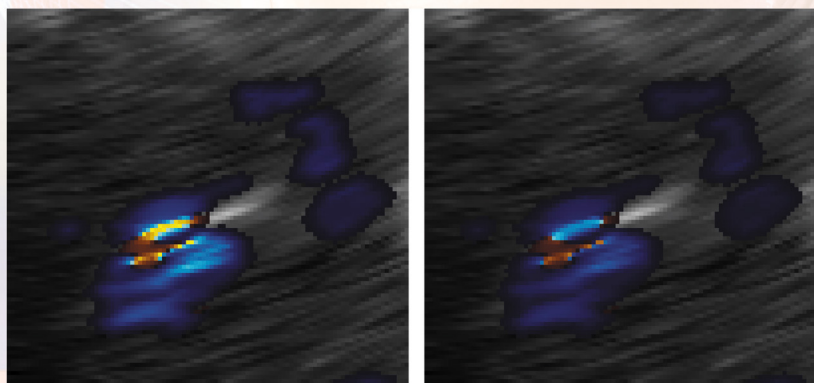


Рис. 3. Пример неполного устранения алиасинга на фрагменте кадра

Рисунки к статье А. Б. Терентьева, И. В. Штурца

**«УСТРАНЕНИЕ АЛИАСИНГА В ДОППЛЕРОВСКОЙ ЭХОКАРДИОГРАФИИ
С ПОМОЩЬЮ ФИЛЬТРАЦИИ СУБМАКСИМАЛЬНЫХ КОМПОНЕНТ СКОРОСТЕЙ»**

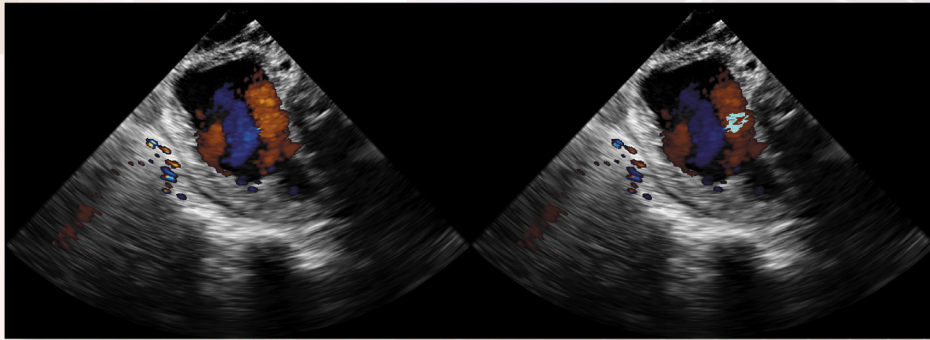


Рис. 4. Пример некорректного устранения алиасинга

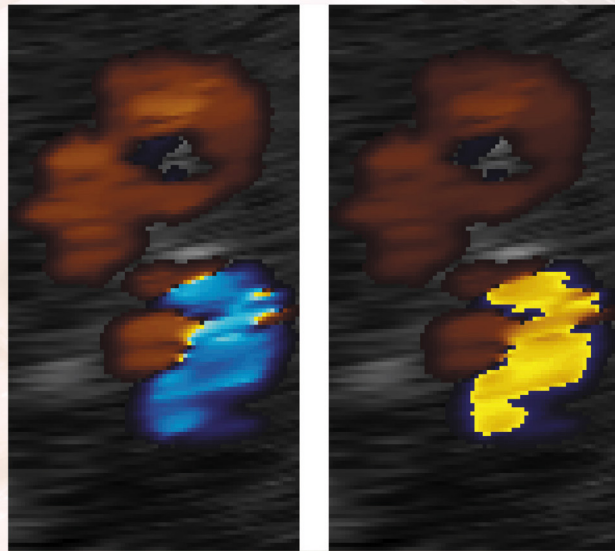
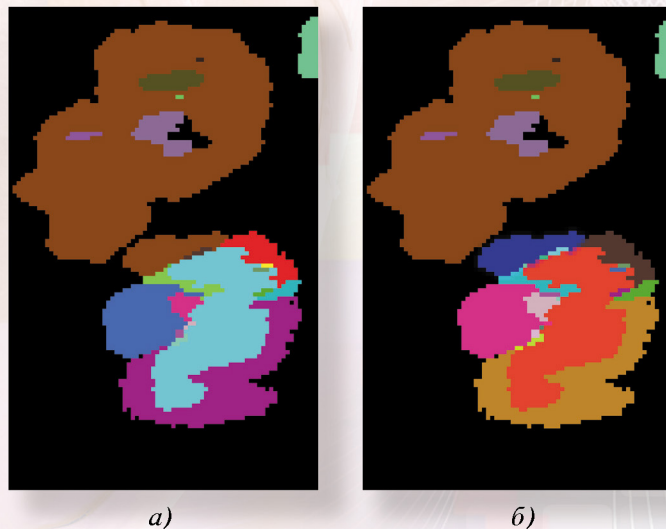


Рис. 5. Пример некорректного устранения алиасинга на фрагменте



**Рис. 6. Разбиение фрагмента кадра 22 из набора #4 на компоненты
с помощью 8-смежности (а) и 4-смежности (б). В случае 4-смежности решена проблема смежности
с большой областью над регионом неверно определённого алиасинга**