

РЕГУЛЯРИЗИРУЮЩИЙ МЕТОД ВОССТАНОВЛЕНИЯ ФАЗЫ ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВОМ МЕДИЦИНСКОМ ЦВЕТОВОМ ДОППЛЕРОВСКОМ КАРТИРОВАНИИ

Введение

Цветовое доплеровское картирование (ЦДК) сердца основано на кодировании в цвете значения доплеровского сдвига излучаемой частоты. Методика обеспечивает прямую визуализацию потоков крови в сердце и в относительно крупных сосудах. При визуализации красный цвет (белый цвет - на изображениях в градациях серого) соответствует потоку, идущему в сторону датчика, синий (черный) – от датчика. Темные оттенки этих цветов соответствуют низким скоростям, светлые оттенки – высоким. Одним из основных недостатков метода является невозможность получения изображения мелких кровеносных сосудов с маленькой скоростью кровотока. К достоинствам метода можно отнести возможность оценивать как морфологическое состояние сосудов, так и состояние кровотока по ним. В то же время, необходимо отметить, что результаты измерений являются достаточно сильно зашумленными, и в некоторых областях (обычно в зонах с повышенной турбулентностью) датчик не способен определить скорость кровотока. Также, из-за ограниченности скорости звука не всегда возможно подобрать оптимальные параметры сканирования.

Датчик определяет скорость определенного сканируемого участка следующим образом: он посылает несколько импульсов и измеряет изменение фазы возвращенных сигналов (эффект Доплера). Если интервал между импульсами мал, а измеряемая скорость велика, то изменение фазы может превысить 2π . Однако датчик способен измерять изменение фазы лишь в интервале $[-\pi, \pi]$. Поэтому происходит так называемое "заворачивание" (wrapping) фазы (в эхокардиографии его принято называть "алиасинг").

Решение возникающей проблемы является наиболее актуальной задачей обработки видеоданных, полученных методом ЦДК. Требуется восстановить реальные фазы сигналов, обусловленные ошибками, возникающими при попытке снимать с высокой частотой кадров.

Таким образом, в результате измерений мы имеем:

$$\varphi(x, y) = \psi(x, y) + 2\pi k(x, y), \quad (1)$$

где $\varphi(x, y)$ – истинное значение фазы в точке (x, y) , $\psi(x, y)$ – полученная датчиком в точке (x, y) "завернутая" фаза ($\psi(x, y) \in [-\pi, \pi]$), $k(x, y)$ – некоторое целое число.

Задача восстановления фазы (развертывание фазы) в общем случае является некорректной. Однако нам известно, что наблюдаемое поле является потоком крови, а поток крови должен быть непрерывным и гладким. Используя эту дополнительную информацию, можно построить регуляризирующий алгоритм, при котором минимизирующий функционал учитывает условия гладкости решения.

Существует много разных подходов решения задачи развертывания фазы: с использованием алгоритма разреза графов [1], [2], минимизация L_2 нормы [3] и L_p нормы [4] частных производных поля, использование регуляризирующих условий [5]. Отметим и проиллюстрируем на Рис. 1 характерные свойства данных алгоритмов (Рис. 1а – шкала фаз, Рис. 1б – исходное ЦДК изображение левого желудочка сердца).

Методы, использующие разрезы графов для восстановления фазы, имеют преимущество в том, что найденный сигнал отличается от начального на целое число полных периодов 2π в каждой точке. Кроме того, у этого метода существуют очень быстрые методы решения. Однако эти методы плохо справляются с наличием областей, где датчик затрудняется определить скорость и направление потока или определяет ее неправильно (Рис. 1в). Также, эти методы плохо пригодны для подавления шумов.

Методы, использующие минимизацию L_2 нормы и L_p нормы частных производных сигнала, позволяют подавить шумы и не столь чувствительны к пропуску данных. Однако результат может отличаться от оригинала не на целое число периодов 2π (Рис. 1з).

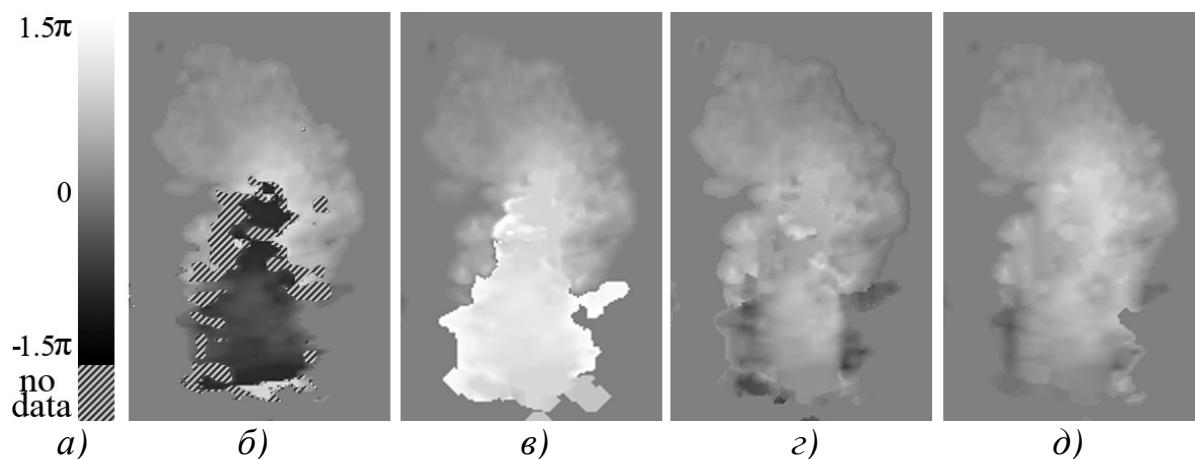


Рис. 1. Пример результата восстановления фазы разными методами: а) – шкала фаз, б) – исходный сигнал, в) – результат алгоритма, основанного на разрезе графов [2], г) – результат алгоритма, основанного на минимизации L_1 нормы производных [4], д) – результат предложенного метода.

Методы, использующие регуляризацию, также основаны на минимизации частных производных сигнала, однако позволяют лучше адаптироваться к различным задачам ЦДК, чем [3] и [4]. Представленный в данной статье метод близок к методу [5], однако позволяет решать задачу при наличии большого количества зон, где не известны скорости потока. Это достигается за счет включения в стабилизатор члена, использующего первую производную решения. Также данный метод рассчитан на работу с сигналом – потоком жидкости. При расчете невязки решения учитывается направление движения относительно датчика.

Регуляризирующий метод восстановления фазы сигнала

Рассмотрим прямоугольную сетку O размера $M \times N$: $O = \{(x, y) \mid x = 0, \dots, M-1, y = 0, \dots, N-1\}$. Определим на этой сетке несколько подмножеств: подмножество S , на котором известны измерения датчика, и подмножество D , на котором искомая фаза ϕ должна быть гладкой. При расчетах в данной статье $D \equiv O$.

При сканировании, для определения скорости в определенной точке, датчик испускает несколько УЗ импульсов и усредняет полученные скорости для большей надежности результата. Если промежуточные результаты значительно отличаются для разных импульсов, то считается, что определить скорость в этой точке невозможно. При визуализации, части этой области $D \setminus S$ отмечаются отдельным цветом.

Пусть g – наблюдаемый сигнал в задаче (1). Мы будем искать гладкое решение $\phi(x, y)$, связанное с исходным сигналом g соотношением

$$\phi(x, y) \approx g(x, y) + 2\pi k_g(x, y), \quad (2)$$

$k_g(x, y)$ – некоторая целочисленная функция.

Определим функции

$$g_x(x, y) = g(x, y) - g(x-1, y) + k_x(x, y),$$

$$g_y(x, y) = g(x, y) - g(x, y-1) + k_y(x, y),$$

где функции $k_x(x, y)$ и $k_y(x, y)$, принимающие целочисленные значения, находятся для каждого узла сетки таким образом, что $|g_x(x, y)| < \pi$ и $|g_y(x, y)| < \pi$.

Мы ищем решение задачи (2) как минимум функционала вида

$$M_{\lambda, \gamma}(\phi) = \|L\phi - h\|^2 + \lambda \|P_1\phi\|^2 + \gamma \|P_2\phi\|^2. \quad (3)$$

Здесь разность между производными решения $\phi(x, y)$ и известными нам значениями g_x и g_y :

$$\|L\phi - h\|^2 = a_x \sum_{(x,y) \in S_x \cap D_x} [\phi_x(x, y) - g_x(x, y)]^2 + a_y \sum_{(x,y) \in S_y \cap D_y} [\phi_y(x, y) - g_y(x, y)]^2,$$

$$h = (g_x, g_y),$$

$$D_x = \{(x, y) \in D : (x-1, y) \in D\}; \quad D_y = \{(x, y) \in D : (x, y-1) \in D\},$$

$$S_x = \{(x, y) \in S : (x-1, y) \in S\}; \quad S_y = \{(x, y) \in S : (x, y-1) \in S\},$$

где a_x, a_y – параметры метода, $L\phi = (\phi_x, \phi_y)$ – оператор дифференцирования, $\phi_x = \phi(x, y) - \phi(x-1, y)$, $\phi_y = \phi(x, y) - \phi(x, y-1)$.

$$\begin{aligned} \|P_1\phi\|^2 &= \sum_{(x,y) \in D_{xx}} [\phi(x-1, y) - 2\phi(x, y) + \phi(x+1, y)]^2 + \\ &+ \sum_{(x,y) \in D_{yy}} [\phi(x, y-1) - 2\phi(x, y) + \phi(x, y+1)]^2 + \\ &+ 2 \sum_{(x,y) \in D_{xy}} [\phi(x, y) - \phi(x-1, y) - \phi(x, y-1) + \phi(x-1, y-1)]^2, \end{aligned}$$

$$D_{xx} = \{(x, y) \in D : (x-1, y) \in D, (x+1, y) \in D\},$$

$$D_{yy} = \{(x, y) \in D : (x, y-1) \in D, (x, y+1) \in D\},$$

$$D_{xy} = \{(x, y) \in D : (x-1, y) \in D, (x, y-1) \in D, (x-1, y-1) \in D\}.$$

$$\|P_2\phi\|^2 = \sum_{(x,y) \in D_x \setminus S_x} [\phi(x, y) - \phi(x-1, y)]^2 + \sum_{(x,y) \in D_y \setminus S_y} [\phi(x, y) - \phi(x, y-1)]^2.$$

Слагаемое $\|P_1\phi\|^2$ отражает требование гладкости поля ϕ .

В областях, в которых датчик затрудняется определить фазу (область $D \setminus S$), поле также должно быть непрерывным, поэтому в этих областях не должно быть резких скачков производных. Данное условие отражено наличием в минимизируемом функционале слагаемого $\|P_2\phi\|^2$.

Алгоритм минимизации

Для решения задачи минимизации функционала

$$M_{\lambda, \gamma}(\phi) = \|L\phi - h\|^2 + \lambda \|P_1\phi\|^2 + \gamma \|P_2\phi\|^2$$

ищется решение уравнения

$$L^T L\phi - L^T h + \lambda P_1^T P_1\phi + \gamma P_2^T P_2\phi = 0$$

или

$$Q\phi = \rho, \quad (4)$$

$$Q = L^T L + \lambda P_1^T P_1 + \gamma P_2^T P_2, \quad \rho = L^T h.$$

В дискретном случае эти формулы выглядят следующим образом:

$$(L^T L\phi)(x, y) = \sum_{k=0}^1 \{ \tilde{a}_x(x, y, k)[\phi(x+k, y) - \phi(x+k-1, y)] + \tilde{a}_y(x, y, k)[\phi(x+k, y) - \phi(x+k-1, y)] \},$$

$$(\lambda P_1^T P_1\phi)(x, y) = \lambda \sum_{k=0}^2 \{ \tilde{b}_x(x, y, k)[\phi(x-k, y) - 2\phi(x-k+1, y) + \phi(x-k+2, y)] \} +$$

$$+ \sum_{k=0}^2 \{ \tilde{b}_y(x, y, k)[\phi(x, y-k) - 2\phi(x, y-k+1) + \phi(x, y-k+2)] \} +$$

$$+ \sum_{n=0}^1 \sum_{k=0}^1 \{ b_{xy}(x, y, k, n)[\phi(x-n, y-k) - \phi(x-n, y-k+1) - \phi(x-n+1, y-k) + \phi(x-n+1, y-k+1)] \},$$

$$(\gamma P_2^T P_2\phi)(x, y) = \gamma \sum_{k=0}^1 \{ \tilde{d}_x(x, y, k)[\phi(x+k, y) - \phi(x+k-1, y)] + \tilde{d}_y(x, y, k)[\phi(x+k, y) - \phi(x+k-1, y)] \},$$

$$\rho(x, y) = \sum_{k=0}^1 \{ \tilde{a}_x(x, y, k)g_x(x+k, y) + \tilde{a}_y(x, y, k)g_y(x, y+k) \},$$

где

$$\tilde{a}_x(x, y, k) = \begin{cases} (-1)^k a_x & \text{при } (x+k, y) \in D_x \cap S_x, \\ 0 & \text{иначе,} \end{cases}$$

$$\tilde{a}_y(x, y, k) = \begin{cases} (-1)^k a_y & \text{при } (x, y+k) \in D_y \cap S_y, \\ 0 & \text{иначе,} \end{cases}$$

$$\tilde{b}_x(x, y, k) = \begin{cases} 1 & \text{при } k \in \{1, 0\}, (x-k+1, y) \in D_{xx}, \\ -2 & \text{при } k = 2, (x-k+1, y) \in D_{xx}, \\ 0 & \text{в ином случае,} \end{cases}$$

$$\tilde{b}_y(x, y, k) = \begin{cases} 1 & \text{при } k \in \{1, 0\}, (x, y - k + 1) \in D_{yy}, \\ -2 & \text{при } k = 2, (x, y - k + 1) \in D_{yy}, \\ 0 & \text{в ином случае,} \end{cases}$$

$$\tilde{b}_{xy}(x, y, k, n) = \begin{cases} (-1)^{k+n} & \text{при } (x - k, y - n) \in D_{xy}, \\ 0 & \text{в ином случае,} \end{cases}$$

$$\tilde{d}_x(x, y, k) = \begin{cases} (-1)^k & \text{при } (x + k, y) \in D_x \setminus S_x, \\ 0 & \text{иначе,} \end{cases}$$

$$\tilde{d}_y(x, y, k) = \begin{cases} (-1)^k & \text{при } (x, y + k) \in D_y \setminus S_y, \\ 0 & \text{иначе,} \end{cases}$$

Уравнение (4) решается методом сопряженных градиентов:

1. Вычисляем $r(x, y) = \rho(x, y) - Q\phi_0(x, y)$ и $\phi(x, y) = \phi_0(x, y)$, $k = 0$.
2. Вычисляем $W = \sum_{(x, y) \in D} r^2(x, y)$.
3. Если $k = 0$ то вычисляем $p(x, y) = r(x, y)$, иначе $p(x, y) = r(x, y) + (W/W_{\text{old}})p(x, y)$.
4. Вычисляем $u(x, y) = (Qp)(x, y)$.
5. Вычисляем $\alpha = W / \sum_{(x, y) \in D} p(x, y)u(x, y)$.
6. Вычисляем $\phi(x, y) = \phi(x, y) + \alpha p(x, y)$ и $r(x, y) = r(x, y) - \alpha u(x, y)$.
7. Если $W < \varepsilon$, то останавливаемся, иначе задаем $W_{\text{old}} = W$, $k = k + 1$ и переходим к пункту 2.

Настройка параметров метода

Предложенный метод содержит ряд параметров, отражающих как физику процесса получения сигнала, так и требования, накладываемые на получаемое решение. Рассмотрим ниже их влияние на получаемый результат – ЦДК изображение.

Параметры a_x, a_y отвечают за то, с какими весами будут учитываться известные производные g по x и по y . Поскольку наблюдаемый

сигнал является скоростью потока жидкости по направлению к датчику, то производные по направлению к датчику должны быть более гладкими, чем в перпендикулярном направлении. Обычно на изображении датчик расположен сверху, т.е. направление к датчику соответствует оси y , в то время как перпендикулярное ему направление соответствует оси x . Следовательно, коэффициент a_y должен быть существенно больше a_x .

Примеры результатов, полученных при различных соотношениях параметров a_x и a_y , показаны на рисунке 2. На данном кадре показан момент систолы, т.е. мощного вброса крови в левый желудочек. Скорость потока при этом зашкаливает, и возникает алиасинг (темные области на изображении 2в). Если коэффициент a_x достаточно большой, то алгоритм будет пытаться сгладить края этого потока, занижая при этом реальные скорости (рисунок 2г). Нами были выбраны $a_x = 0.1, a_y = 1$ как наиболее оптимальные параметры.

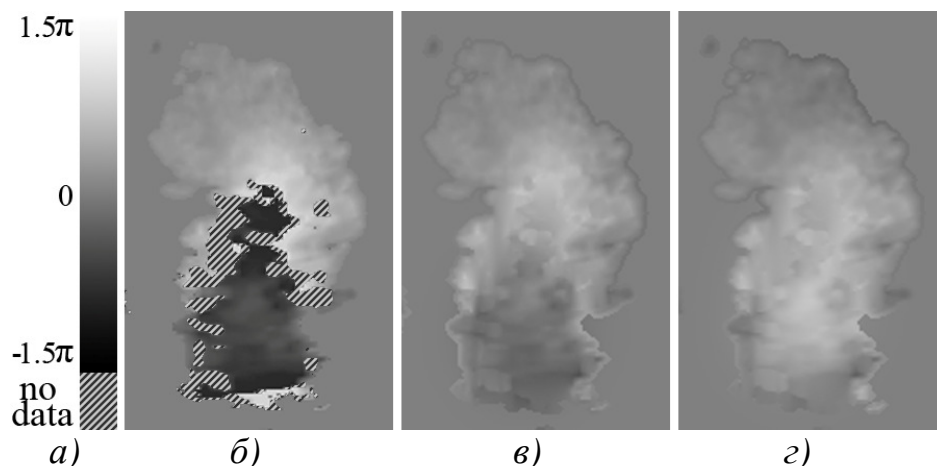


Рис. 2. Пример результата восстановления фазы при различных параметрах a_x и a_y : а) – шкала, б) – исходный сигнал, в) – результат восстановления фазы при $a_x = 1, a_y = 1$, г) – результат восстановления фазы при $a_x = 0.1, a_y = 1$.

Гладкость получаемого поля зависит от использованного значения параметра λ . Чем больше параметр λ , тем более гладким получается результат. Это позволяет избавиться от шумов, однако при больших значениях λ происходит потеря мелких деталей изображения. В то же время, если параметр λ слишком мал, то алиасинг в некоторых местах может не подавиться. В нашей реализации используется значение $\lambda = 0.1$.

Производные ϕ_x и ϕ_y должны быть непрерывны на всей области D . В области S , где известны значения производных g_x и g_y , это достигает-

ся видом невязки в функционале (3) и введенными ограничениями на значения g_x и g_y . В области $D \setminus S$ ограничение производных ϕ_x и ϕ_y происходит за счет слагаемого P_2 . Поэтому коэффициент регуляризации γ отвечает за то, насколько гладким должен быть поток в областях, где датчик не может определить значение. Чем больше параметр γ , тем более гладкой будет найденный поток в зонах $D \setminus S$. Результаты восстановления фазы, полученные при различных значениях параметра γ , показаны на рисунке 3. На данном рисунке приведен момент систолы. Если параметр γ слишком мал, то из-за большого количества зон с неизвестными скоростями, алгоритм не может связать области алиасинга с окружающими их областями (рис. 3в).

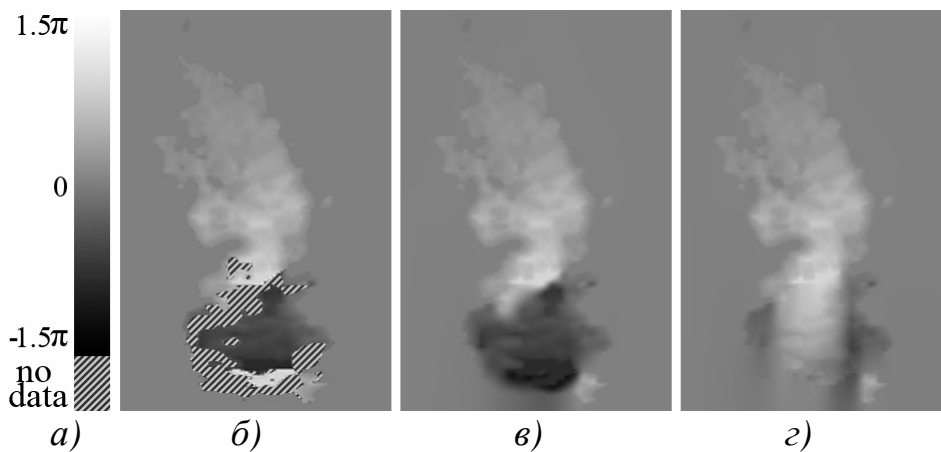


Рис. 3. Пример результата восстановления фазы при различных значениях γ : *a)* – шкала, *б)* – исходный сигнал, *в)* $\gamma = 0$, *г)* $\gamma = 1$.

Выбор параметров метода и анализ результатов его работы были проведены на медицинских снимках пациентов со здоровым сердцем и снимках пациентов с различными заболеваниями. Исследования проводились в Российском научном центре хирургии им. Б.В.Петровского [6]. Практика использования метода при клинических исследованиях показала, что результаты его применения повышают информативность ЦДК снимков при диагностике пациентов.

Список литературы

1. Bioucas-Dias J.M., Valadao G. Phase Unwrapping via Graph Cuts // IEEE Transactions on Image Processing. 2007. Vol. 16, Issue 3, pp. 698–709.

2. Yatchenko A.M., Krylov A.S., Gavrilov A.V., Arkhipov I.V. Graph-cut based Antialiasing for Doppler Ultrasound Color Flow Medical Imaging // International Conference Visual Communications and Image Processing (VCIP2011, Taiwan). 2011. Pp. 1–4. DOI:10.1109/VCIP.2011.6115923.
3. Pritt M.D., Shipman J.S. Least-squares two-dimensional phase unwrapping using FFTs // IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing. 1994. Vol. 32, Issue 3, pp. 706–708.
4. Ghiglia D.C., Romero L.A. Minimum Lp-norm two-dimensional phase unwrapping // J.Opt.Soc.Am. A 1996. Vol. 13, Issue 10, pp. 1999–2013.
5. Marroquin J.L., Rivera M. Quadratic regularization functionals for phase unwrapping // J.Opt.Soc.Am. A 1995. Vol. 12, Issue 11, pp. 2393–2400.
6. Кулагина Т.Ю., Сандриков В.А., Ятченко А.М., Гаврилов А. В., Архипов И. В., Ван Е.Ю., Березина Е. В. Потоки крови в левом желудочке как основная функция миокарда // Тезисы докладов всероссийской научно-практической конференции “Кардиология в свете новых достижений медицинской науки”, Москва, 2012.