

ОСНОВНЫЕ АЛГОРИТМЫ РЕЖИМА ЦВЕТОВОГО ДОПЛЕРОВСКОГО КАРТИРОВАНИЯ КРОВОТОКА УЛЬТРАЗВУКОВОГО МЕДИЦИНСКОГО ДИАГНОСТИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА

© 2016 г. Д.В. ЛЕОНОВ^{1,2}, Н.С. КУЛЬБЕРГ², В.А. ФИН³

¹Национальный исследовательский университет «МЭИ», г. Москва,
²ГБУЗ Научно-практический центр медицинской радиологии ДЗ г. Москвы,
³Научно-исследовательский институт точных приборов, г. Москва
e-mail: LeonovDV@mpei.ru

Введение

Ультразвуковые медицинские устройства получили широкое распространение в диагностике и терапии. Благодаря различным режимам и датчикам они используются в ветеринарии, акушерстве, гинекологии, косметологии, при обследовании органов брюшной области, таза и пр. Доплеровские режимы позволяют оценивать параметры кровотока. Но, пожалуй, чаще всего используется режим цветового доплеровского картирования (ЦДК)[1–4]. Он служит как самостоятельное средство диагностики, так и для наведения строба спектрального режима.

Режим ЦДК — самый ресурсоёмкий из всех режимов доплеровского канала ультразвукового медицинского диагностического устройства (УЗМДУ), так как в нём формируется пространственное распределение кровотока и все его этапы выполняются в реальном времени. Для лучшего ознакомления с сутью этапов режима ЦДК была написана программа [5]. С её помощью мы проводим исследования и ищем ответы на некоторые задаваемые врачами вопросы, например: «Можно ли избавиться от некоторых артефактов?» и «Можно ли усилить мерцающий артефакт, чтобы с его помощью достоверно обнаруживать микрокальцинаты?»

Программа обработки доплеровских данных в режиме ЦДК

На языке C++ была написана программа обработки доплеровских данных. На вход поступают «сырые» данные с выхода квадратурного детектора прибора Соно-мед-500 фирмы Спектрмед. В программе реализованы все основные этапы режима ЦДК [6]:

а) *фильтрация*. Ансамбль ЦДК помимо компоненты отражения от эритроцитов содержит компоненты теплового шума и отражения от тканей. Компонента отражения от тканей обычно на 20–60 дБ превышает компоненту от эритроцитов. Для определения параметров кровотока компоненту отражения от тканей подавляют при помощи фильтра верхних частот (ФВЧ).

б) *расчёт параметров кровотока*. Обычно рассчитывается скорость, мощность и турбулентность в каждом элементе разрешения.

в) *маскирование*. Параметры, рассчитанные на предыдущем этапе, могут быть отличны от нуля даже в отсутствие компоненты отражения от эритроцитов. Отображение их на карте кровотока нежелательно. Наложение маски служит надёжным средством выделения области кровотока.

г) *цветовое кодирование*. Наиболее часто используется кодирование средней скорости и направления кровотока. Красный цвет соответствует движению к датчику, а синий — от датчика.

д) *наложение карты кровотока на В-изображение*. Наложение карты кровотока на серошкальное анатомическое изображение осуществляется сложением соответствующих пикселей с учётом расположения окна ЦДК и геометрии датчика.

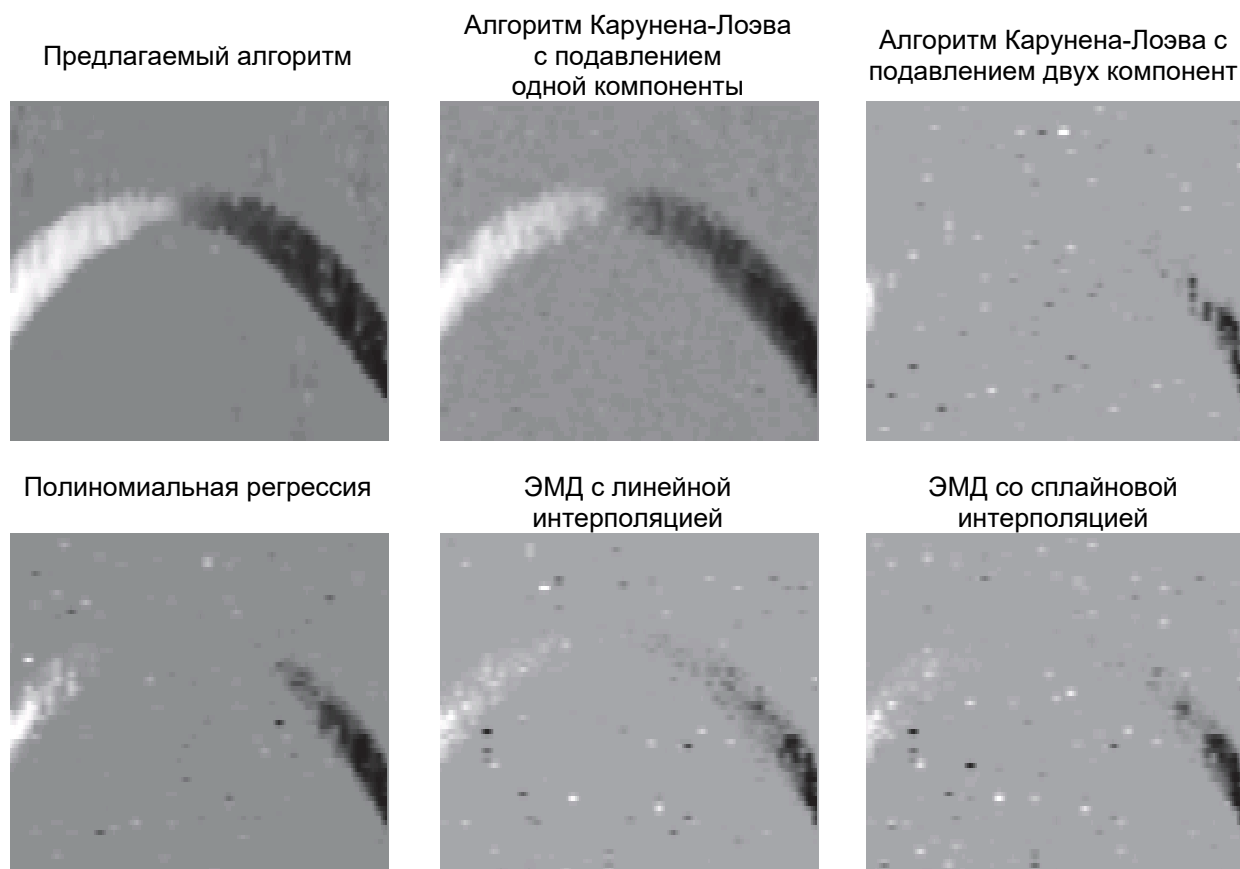


Рис. 1. Карты ЦДК, полученные в эксперименте *invitro*. Использовался конвексный датчик и доплеровский фантом со скоростью потока 30 см/с.

Вопрос борьбы с артефактами

Очень часто причиной артефакта является не полностью подавленная компонента отражения от тканей [6]. Основным параметром классического фильтра является частота среза. Она задаётся для всего исследования. Такой метод подходит для анализа быстрого кровотока. Но компонента медленного кровотока, которая может присутствовать в ансамбле, будет потеряна. И наоборот, если скорость тканей слишком велика, компонента отражения от тканей повлияет на расчёт параметров кровотока и снизит качество изображения в режиме ЦДК. Поэтому актуальным является поиск алгоритмов фильтрации, способных снизить вероятность появления артефактов.

Мы исследовали адаптивные и регрессионные алгоритмы фильтрации. Эксперименты проводились на компьютерной модели, на фантоме и *in vivo*. На рис. 1 представлены карты, полученные в результате обработки данных с доплеровского фантома Gammex 1430 LE Mini-Doppler Flow System. Предлагаемый нами алгоритм, основанный на этапах 1) компенсации движения тканей для группы лучей, 2) борьбы с компонентой отражения от тканей в пределах доплеровского ансамбля и 3) учёте её межкадровой нестационарности, и алгоритм с использованием разложения на собственные векторы лучше всего сохранили область потока.

Вопрос изучения и использования мерцающего артефакта

Мерцающий артефакт — это явление, наблюдаемое на объектах, физическая плотность которых отличается от окружающих тканей. В ЦДК оно проявляется в виде быстро меняющихся окрашенных пикселей, соответствующих быстрому кровотоку.

Явление способно увеличить чувствительность В-режима, поэтому широко используется для поиска камней в почках, мочеточнике, желчном пузыре, желчных протоках, и диагностике отложения солей кальция в мышцах, лёгких и других мягких тканях. Однако свойства мерцающего артефакта и причины его появления до конца не раскрыты [5;7].

Ранее уже проводились исследования зависимости интенсивности мерцающего артефакта от настроек УЗМДУ, свойств среды и параметров кальцинатов. Но результаты разных исследователей порой противоречили. Мы разрабатываем режим обнаружения микрокальцинатов. Для этого проводим свои исследования и рассматриваем возможность применения метода резонансной визуализации [8]. Во всех проводимых нами опытах используются не только изображения в режиме ЦДК, но и «сырые» данные с выхода квадратурного детектора УЗМДУ. Это делает результаты исследования более достоверными.

Выводы

1. Для ознакомления с сутью этапов режима ЦДК была написана программа обработки доплеровских данных, в которой реализованы все основные этапы режима ЦДК.
2. Классические КИХ- и БИХ-фильтры мало пригодны для анализа медленного кровотока. Более перспективными являются адаптивные и регрессионные алгоритмы.
3. Для разработки режима обнаружения микрокальцинатов необходимо исследовать свойства мерцающего артефакта и перспективы применения метода резонансной визуализации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Kremkau F.W.* Sonography principles and instruments. 8th ed. Saunders, Elsevier; 2011.
2. *Hedric W.R.* Technology for diagnostic sonography. 1st ed. Elsevier; 2012.
3. *Леонов Д.В., Фин В.А., Гукасов В.М.* Современное состояние и тенденции развития ультразвуковых медицинских диагностических устройств (УЗМДУ) // Медицина и высокие технологии. — 2014, № 3, с. 8–13.
4. *Гукасов В.М., Леонов Д.В., Фин В.А.* Используемые информационные технологии и принципы построения ультразвуковых медицинских диагностических устройств (УЗМДУ) // Медицина и высокие технологии. — 2015, № 4, с. 29–36.
5. *Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Фин В.А.* Исследование мерцающего артефакта на фантоме в режиме цветового доплеровского картирования // Информатика, управление и системный анализ: Труды IV Всероссийской научной конференции молодых учёных с международным участием. – Т. II. – Тверь: Тверской государственный технико-экономический университет, 2016, с. 44–51.
6. *Løvstakken L.* Signal Processing in Diagnostic Ultrasound: Algorithms for Real-time Estimation and Visualization of Blood Flow Velocity, Doctoral Thesis, Norwegian University of Science and Technology, 2007.
7. *Ghersin E., Soundack M.* Twinkling Artifact in Gallbladder Adenomyomatosis. *Ultrasound Med.* 2003; 22: 229–231.
8. *Weinstein S.P., Seghal C., Conant E.F., Patton J.A.* Microcalcifications in Breast Tissue Phantoms Visualized with Acoustic Resonance Coupled with Power Doppler US: Initial Observations. *Radiology.* July 2002: 265–269.