

Сравнение методов фильтрации при ультразвуковой визуализации в режиме цветового доплеровского картирования кровотока

Аннотация

Проводится экспериментальный анализ как современных, так и перспективных фильтров сигнала кровотока. Исследование проводится на компьютерной модели, УЗ-фантоме и данных *in vivo*. Используются методы оценки быстродействия, анализа профиля кровотока и кривых рабочей характеристики приемника. Для минимизации ошибки определения скорости кровотока предлагается применять регрессионные и адаптивные алгоритмы.

Введение

Цветовое доплеровское картирование (ЦДК) – это режим доплеровского канала ультразвукового медицинского диагностического устройства (УЗМДУ), предназначенный для оценки динамики и пространственного распределения кровотока. Он позволяет отследить развитие стеноза, опухоли и аневризмы, оценить эффективность шунтирования, сделать вывод о качестве работы сердечных клапанов и т. д.

В условиях сильной распространенности УЗМДУ очень важно, чтобы режим ЦДК давал качественную диагностическую информацию. С точки зрения обработки сигналов, выделяют две основные особенности данных, влияющих на качество работы ЦДК. Во-первых, отраженный сигнал помимо кровотока содержит информацию о малоподвижных тканях. Это могут быть пульсации стенок сосудов, сердца, дрожание руки врача, перистальтика кишечника и т. д. Мощность отражения от тканей обычно на 20...60 дБ превышает отражение от кровотока. Во-вторых, длина ансамбля ЦДК мала (порядка 5...17 отсчетов) для обеспечения требования работы в реальном времени. Эти ограничения осложняют задачу выбора фильтра кровотока.

В настоящей статье сравниваются алгоритмы фильтрации в режиме ЦДК и оценивается их работоспособность в экспериментах на компьютерной модели, доплеровском фантоме и данных *in vivo*.

Описание моделей входных данных

Компьютерная модель

Для оценки качества фильтрации в разработанной нами программе моделирования подканала ЦДК [1], позволяющей тестировать алгоритмы фильтрации без обязательного ограничения требованием работы в реальном времени, была составлена модель входных данных. Она состоит из 100 кадров размером 300 x 50, а ансамбль «медленного» времени содержит 16 отсчетов. Модель потока поршневая. Диаметр сосуда составляет 300 отсчетов, в каждом отсчете содержится компонента отражения от тканей и эритроцитов. Модель изменения скорости кровотока во всех кадрах одинакова, в пределах кадра она изменяется от -1 до 1 см/с с шагом 0,04 см/с. Скорость ткани во всех точках кадра постоянна, но от кадра к кадру меняется по центрированному нормальному закону с $\sigma^2 = 0,6$ см/с. Модель строится для трех сценариев: отношение мощности компонент ткань/кровоток 20, 40 и 60 дБ.

Физический фантом

Для оценки качества фильтрации на данных *in vitro* использовалось УЗМДУ «Сономед-500» с конвексным датчиком 3,5С60 на частоте 2,5 МГц. Данные снимались с фантома «GAMMEX 1430 LE Mini-Doppler Flow System». Труба с имитирующей кровь жидкостью внутренним диаметром 4 мм расположена на глубине 2 см. Скорость жидкости 30 см/с. Датчик

размещался на штативе, для улучшения контакта использовалась вода.

Фантом был изготовлен из имитирующей ткань геля со скоростью звука 1540 см/с. Колебания ткани моделировались вибрацией штатива, их скорость на некоторых кадрах превышала максимальную фиксируемую конвексным датчиком проекцию скорости кровотока. Мощность отражения от тканей превышала сигнал от кровотока на 12 дБ. Частота повторения импульсов составляла 3 кГц. Нефильтрованные комплексные входные данные поступали в программу моделирования подканала ЦДК с частотой 5 МГц. Было получено 84 кадра размером 309 x 54 пикселя. Структура анализируемых данных подробнее рассматривается в [2].

Медицинское обследование

Интерес представляет медленный кровоток. Поэтому для эксперимента был выбрано исследование бертиниевого столба. В нем скорость кровотока ниже, чем в главном и сегментарном сосудах. Врач обследовал почку здорового добровольца. Во время обследования пациента просили не дышать, поэтому главными источниками движения были сердцебиение и перемещение датчика. Наблюдалось смещение почки на 3...5 мм за сердечный цикл. Предварительный анализ проводили на приборе «Medison Sonoace 8000 EX Prime» с конвексным датчиком СЗ-7ЕD. Данные снимались при помощи УЗМДУ «Сономед-500» с конвексным датчиком 3,5С60 на частоте 3,3 МГц.

Методы анализа

Определение ошибки расчета профиля скорости кровотока

В идеальном случае, если компонента отражения от тканей полностью подавлена при сохранении компоненты кровотока, измеренный профиль будет совпадать с заданным. Но измерения часто оказываются заниженными, если была подавлена не вся компонента отражения от тканей. Из карт, полученных для фантома и компьютерной модели, был извлечен профиль по центру сосуда в направлении кровотока. Он был сопоставлен для разных фильтров и разных амплитуд компоненты отражения от тканей при фиксированном отражении от эритроцитов. Численное сравнение производилось по СКО относительно заданного профиля.

Анализ кривых рабочей характеристики приемника

Кривая рабочей характеристики приемника, также известная как кривая ошибок [3], – график, позволяющий оценить качество бинарной классификации. Он отображает соотношение между долей объектов от общего количества носителей признака, верно классифицированных как несущих признак, и долей объектов от общего количества объектов, не несущих признака, ошибочно классифицированных как несущих при-

знак, называемый специфичностью алгоритма классификации, при варьировании порога решающего правила. В радиотехнических приложениях (например, в радиолокации) данные признаки характеризуются понятиями вероятности правильного обнаружения и вероятностью ложной тревоги.

Кривая ошибок позволяет измерить и сравнить чувствительность обнаружения кровотока при различных фильтрах по отношению к специфичности, характеризующей артефакт вспышки [4]. Для количественной интерпретации часто используют площадь под кривой ошибок. Чем больше площадь, тем качественнее классификатор. При этом значение 0,5 демонстрирует непригодность выбранного метода классификации и соответствует случайному гаданию.

Анализ быстродействия

Вычислительная сложность, или быстродействие, характеризует величину работы, выполняемой алгоритмом. Величина работы пропорциональна времени, затраченному на ее выполнение. Быстродействие измерялось в одной вычислительной системе при одинаковом объеме входных данных и нормировалось на время, затраченное наименее ресурсоемким алгоритмом.

Врачебный анализ

Разрабатываемый алгоритм нацелен на клиническое применение. Поэтому важна оценка врачей. Было выяснено, что для оценки врачами УЗ-диагностами преимущественно используется качественная методика. Изображение считают хорошим, если на нем видно много сосудов. Изображение считают плохим, если присутствует много артефактов. Такой подход напоминает качественную версию анализа кривой ошибок. Он удобен при исследовании данных *in vivo*, так как для них, как правило, отсутствует точная информация о топологии сосудов, параметрах движения тканей и кровотока.

Результаты

Были проведены эксперименты с использованием компьютерной модели, фантома и клинических данных. В экспериментах исследовалась возможность восстановления профиля кровотока и подавления артефакта вспышки при сохранении окрашенной области кровотока (результаты см. на рис. 1-3).

Анализ профиля кровотока на компьютерной модели

На рис. 1 представлены восстановленные кривые профиля кровотока для шести фильтров. Согласно модели, скорость изменялась равномерно по глубине, измеряемой в отсчетах «быстрого» времени. Поэтому вместо глубины по оси абсцисс откладывалась заданная скорость. Черной сплошной линией показан моделируемый профиль. Межкадровое распределение скорости компоненты отражения от тканей задано нормальным законом с дисперсией $0,1 \text{ (см/с)}^2$. Мощность компоненты отражения от тканей превышает мощность компоненты кровотока на 20, 40 и 60 дБ. Скорость в кадрах ЦДК не должна

изменяться скачкообразно, такое изменение приводит к ошибочному отображению, поэтому на последнем этапе обработки применяется операция сглаживания.

По рис. 1 видно, что лучше всего профиль восстанавливается при использовании фильтра на основе разложения на собственные векторы с подавлением одной компоненты и предлагаемого алгоритма, работающего по схеме из [6] с полиномами малого порядка. Их СКО почти совпадают, но после сглаживания СКО фильтра на основе разложения на собственные векторы сильно падает, так как это отклонение вызвано случайным фактором. Отклонение кривой предлагаемого алгоритма не меняется, оно имеет систематический характер и уменьшается с ростом компоненты отражения от тканей, так как растет эффективность алгоритма компенсации движения тканей.

Другие алгоритмы более склонны к занижению скорости, что связано с недостаточным подавлением компоненты отражения от тканей. С ростом отношения до 40 дБ занижение увеличивается. Дальнейший рост не так явно сказывается на восстановлении профиля кровотока.

Анализ кривой ошибок

На рис. 2а представлен кадр из массива ЦДК, обработанного шестью фильтрами. Через весь кадр проходит сосуд. Алгоритму разложения на собственные векторы с подавлением одной компоненты и предлагаемому алгоритму лучше всех удалось сохранить область потока. Но на кадре, обработанном алгоритмом разложения на собственные векторы, значительная часть области вне сосуда окрашена в различные оттенки серого. Здесь присутствует ускоренное движение, для подавления которого недостаточно одной компоненты. Но при подавлении двух компонент теряется часть кровотока.

На рис. 2б наибольшей оказалась площадь под кривой, соответствующей предлагаемому алгоритму. Значит, этот алгоритм обладает наибольшей чувствительностью при равной специфичности по отношению к остальным рассматриваемым алгоритмам. Благодаря этапу рекурсивной линейной фильтрации, используемой для накопления данных и подавления случайной составляющей в массиве коэффициентов корреляции, предлагаемому алгоритму отлично удается бороться с быстрым и кратковременным движением тканей.

Из прочих фильтров эмпирическая модовая декомпозиция (ЭМД) с линейной интерполяцией оказалась наилучшей в сохранении области кровотока. При этом наблюдается мало артефактов вспышки, о чем также свидетельствует рис. 2б.

Анализ профиля кровотока на фантоме

На рис. 2в представлены профили кровотока, восстановленные в эксперименте с фантомом. Черной сплошной кривой показан истинный профиль, восстановленный по кадру, не содержащему колебаний тканей, по методу наименьших квадратов. Видно, что наилучшее восстановление достигнуто с использованием фильтра на основе разложения на собственные



Рис. 1. Восстановление профиля: 0) предлагаемый алгоритм; 1) алгоритм Карунена-Лозва (КЛ) с подавлением одной компоненты; 2) алгоритм на основе ЭМД [5], использующий первую моду при кусочно-линейной интерполяции; 3) алгоритм линейной регрессии; 4) КЛ с подавлением двух компонент; 5) ЭМД, использующий первую моду при кубической сплайновой интерполяции

векторы с подавлением одной компоненты и предлагаемого алгоритма. Прочие алгоритмы не столь удачны.

Анализ быстродействия

КЛ хорошо зарекомендовал себя в наших экспериментах. Но многие исследования говорят о трудностях его практической реализации в вычислительной системе УЗМДУ, связанных с большой вычислительной нагрузкой [6]-[8]. Предлагаемый алгоритм более чем в четыре раза быстрее алгоритма на основе разложения на собственные векторы. Это свидетельствует в пользу возможности его использования в современных приборах.

Эксперимент *in vivo*

Работоспособность исследуемых алгоритмов проверялась на данных *in vivo*. Источником послужила левая почка, область бертиниевой колонны. Была зафиксирована средняя скорость кровотока междолевой артерии 15 см/с, скорость кровотока в дуговой артерии (на *рис. 3* см. ответвление вправо) и междолевой вене не превысила 30 см/с, а максимальная скорость тканей составила 29 мм/с. Для ухудшения помеховой обстановки частота повторения импульса была выставлена равной 1 кГц.

На *рис. 3* слева представлена карта для КЛ с подавлением нулевой компоненты. Ранее этот алгоритм хорошо справлялся с компонентой отражения от тканей. Здесь же она широкополосная и нестационарная вдоль луча. Поэтому порядки исследуемых фильтров были повышены. В предлагаемом алгоритме вместо этапа вычитания среднего, эквивалентного полиномиальной регрессии нулевого порядка, были использованы линейная и квадратичная регрессии.

На всех остальных картах на *рис. 3* междолевая артерия видна достаточно четко. На картах в верхней части присутствует мерцающий артефакт [2]. Он связан с микроколебаниями и микрокавитацией, регистрируемыми на объектах, отличных по плотности от окружающих тканей, и ухудшает статистику при расчете собственных векторов. Мерцающий артефакт нарушает требования стационарности в пределах луча. Для его подавления нужна особая обработка сигнала, рассмотренная в [9].

Хорошо себя показали фильтры ЭМД, причем алгоритм со сплайновой аппроксимацией чуть лучше справился с артефактом вспышки от активного движения лоханки. Фильтр квадратичной регрессии справился с движением лучше линейной регрессии. Наиболее свободной от артефактов вспышки оказалась последняя карта, соответствующая предлагаемому алгоритму с квадратичной регрессией.

Здесь использовался КЛ с подавлением трех компонент с относительным быстродействием 6,9. Относительное быстродействие фильтра квадратичной регрессии составляет 2,5. А дополнение его этапами компенсации движения тканей и рекурсивной линейной фильтрации, используемой для накопления данных и подавления случайной составляющей в массиве коэффициентов корреляции и СКО, снижает быстродействие на 0,5.

Заключение

Исследования показали пригодность предлагаемой схемы фильтрации для использования *in vivo*. Она способна работать в реальном времени и наиболее эффективна при наличии межкадровой нестационарности движения тканей. Алгоритм Карунена-Лоэва перспективен для фильтрации кровотока в режиме ЦДК. Но накопление по лучу непрактично, так как движение редко стационарно на интервале в несколько сантиметров. Алгоритм Карунена-Лоэва с накоплением по лучу и алгоритм разложения на эмпирические моды сейчас слишком ресурсоемки для клинического использования.

Работа поддержана грантом РФФИ № 17-01-00601.

Список литературы:

1. Кульберг Н.С., Леонов Д.В. Программа обработки и анализа сигналов ультразвуковой визуализации в режиме цветового доплеровского картирования кровотока / Свидетельство о государственной регистрации в Реестре программ для ЭВМ; заявитель ГБУЗ «НПЦМР ДЗМ». № 2018617330 от 21.06.2018.

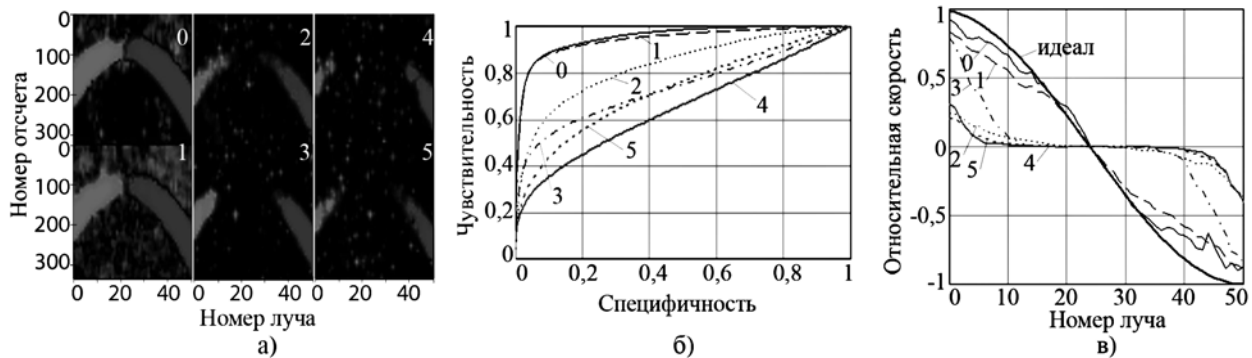


Рис. 2. Исследования с фантомом: а) карты кровотока при различных алгоритмах фильтрации; б) кривые рабочей характеристики приемника; в) восстановление профиля кровотока

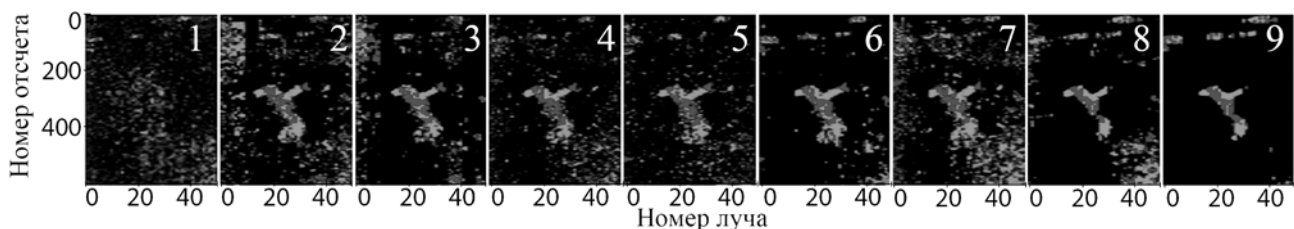


Рис. 3. Карты кровотока: 1) КЛ с подавлением одной компоненты; 2) КЛ с подавлением двух компонент; 3) КЛ с подавлением трех компонент с наибольшей энергией; 4) ЭМД с кусочно-линейной интерполяцией; 5) ЭМД с кубической сплайновой интерполяцией; 6) алгоритм квадратичной регрессии; 7) алгоритм линейной регрессии; 8) предлагаемый алгоритм с полиномом первого порядка; 9) предлагаемый алгоритм с полиномом второго порядка

2. *Леонов Д.В., Кульберг Н.С., Громов А.И., Морозов С.П., Ким С.Ю.* Исследование причин возникновения мерцающего артефакта в доплеровских режимах ультразвукового медицинского диагностического устройства // *Акустический журнал*. 2018. Т. 64. № 1. С. 100-111.
3. *Scheipers U., Perrey C., Siebers S., Hansen C., Ermert H.* A Tutorial on the Use of ROC Analysis for Computer-Aided Diagnostic Systems // *Ultrasonic Imaging*. 2005. Vol. 27. № 3. PP. 181-198.
4. *Hindi A., Peterson C., Barr R.G.* Artifacts in diagnostic ultrasound // *Reports in Medical Imaging*. 2013. Vol. 6. PP. 29-48.
5. *Zhang Y., Gao Y., Wang L., Chen J., Shi X.* The removal of wall components in Doppler ultrasound signals by using the empirical mode decomposition algorithm // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2007. Vol. 54. № 9. PP. 1631-1642.
6. *Wang P.D., Shen Y., Feng N.Z.* A novel clutter rejection scheme in color flow imaging // *Ultrasonics*. 2006. № 44. Suppl. 1. PP. e303-e305.
7. *Lovstakken 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.
8. *Yoo Y.M., Managuli R., Kim Y.* Adaptive Clutter Filtering for Ultrasound Color Flow Imaging // *Ultrasound in Med. & Biol.* 2003. Vol. 29. № 9. PP. 1311-1320.
9. *Кульберг Н.С., Громов А.И., Леонов Д.В., Осипов Л.В., Усанов М.С., Морозов С.П.* Диагностический режим обнару-

жения кальциатов и конкрементов при ультразвуковом исследовании // *Радиология – практика*. 2018. № 1 (67). С. 37-49.

Денис Владимирович Леонов,
научный сотрудник,
Николай Сергеевич Кульберг,
канд. физ.-мат. наук, руководитель,
отдел разработки средств
медицинской визуализации,
ГБУЗ «Научно-практический центр
медицинской радиологии ДЗМ»,
Виктор Александрович Фин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Валерия Андреевна Подмосковная,
студентка,
Любовь Сергеевна Иванова,
студентка,
Алена Сергеевна Шипаева,
студентка,
ФГБОУ ВО НИУ «Московский
энергетический институт»,
Антон Вячеславович Владимирский,
д-р мед. наук, зам. директора,
Сергей Павлович Морозов,
д-р мед. наук, директор,
ГБУЗ «Научно-практический центр
медицинской радиологии ДЗМ»,
г. Москва,
e-mail: d.leonov@nrcmr.ru

А.Ю. ТЫЧКОВ

Частотно-временной анализ электроэнцефалографических сигналов с использованием преобразования Гильберта-Хуанга

Аннотация

В представленной статье предлагается новое применение преобразования Гильберта-Хуанга (ННТ) в задачах предварительной обработки и анализа ЭЭГ-сигналов. Записи ЭЭГ-сигналов проанализированы с использованием ННТ для исследования закономерностей их изменения у пациентов с психическими расстройствами. Проанализированы варианты представления ЭЭГ-сигналов в различных системах координат. Полученные результаты анализа ЭЭГ-сигналов показали зависимость амплитудно-временных параметров ННТ от наличия у пациентов психических расстройств.

Введение

В исследованиях различных авторов показано, что ЭЭГ-сигнал применяется для диагностики и лечения эпилептических припадков, обмороков, нарушений сна [1], головной боли, неврологических расстройств, черепно-мозговых травм [2], психических расстройств, инсультов, задержки психического и психомоторного развития [3] и т. д.

По мнению авторов, для диагностики психических расстройств наиболее информативным является альфа-ритм. Изменения на ЭЭГ-сигналах при психических расстройствах состоят в усилении медленноволновой и гамма-активности и специфических для разных состояний изменений альфа- и бета-ритмов [4]. Маркеры отклонений ЭЭГ могут различаться в зависимости от остроты, клинической картины и генеза психического состояния. Так, по некоторым данным [5], между острыми психическими расстройствами больных и больных в ремиссии существуют различия по мощности альфа- и тета-ритмов во фронтальных отведениях. Ряд исследователей связывают особенность изменения мощности альфа-ритма с доминированием тоскливого, тревожного или апатического состояния [6], [7].

В зависимости от типа психических расстройств выделяют определенный набор маркеров на ЭЭГ-сигналах. При истерическом типе происходят синхронизация альфа-активности в задних отделах головного мозга, усиление медленной активности на фоне гипервентиляции [8]. Для обсессивного типа характерны частая смена альфа-ритма периодами десинхронизации, усиление медленной активности на фоне гипервентиляции, отсутствие реакции на открытие глаз и фотостимуляцию [8], [9]. Фобический тип характеризуется выраженным снижением индекса альфа-активности по сравнению с другими ритмами за счет усиления выраженности бета- и тета-активности волн. Для неврастенического типа характерно наличие пароксизмальных нарушений на фоне гипервентиляции [10].

Эффективность обнаружения значимых информативных параметров (маркеров или индикаторов) на ЭЭГ-сигналах определяется эффективностью предварительной обработки (подавление помех), точностью измерения амплитудных и временных, частотных и энергетических параметров исследуемого сигнала, достоверностью обнаружения и распознавания его отдельных элементов. Как правило, задачи фильтрации и обнаружения параметров ЭЭГ-сигналов решаются одновременно, так как от эффективного подавления помех в сигнале бу-