

## **ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ МЕХАНИЗМОВ АВТОРЕГУЛЯЦИИ ТРАНСКРАНИАЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ В РЕЖИМЕ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ**

В работе изложены архитектура и особенности программной реализации клиент-серверной системы, разработанной для изучения процессов мозгового кровообращения в режиме реального времени. Представлены результаты клинических испытаний созданного программного обеспечения, в ходе которых исследовался феномен *M*-волн.

КЛИЕНТ-СЕРВЕРНАЯ АРХИТЕКТУРА, АВТОРЕГУЛЯЦИЯ ТРАНСКРАНИАЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ, *M*-ВОЛНА, МОДИФИКАЦИЯ НЕПАРАМЕТРИЧЕСКОГО МЕТОДА УЭЛЧА, СОСТОЯТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА СПЕКТРА.

### **Введение**

Разработка неинвазивных методов для изучения биологических систем — одно из актуальных направлений исследований в медицинской биофизике и физике. Научный аспект подобных разработок приобретает еще большее значение, когда идет речь об исследованиях органических и функциональных патологий в медицинской практике.

Центральное место в человеческом организме занимает мозг. Отклонения в работе систем поддержания гомеостаза на уровне этого управляющего центра приводят к серьезным осложнениям в работе как самого мозга, так и других органов. Диагностика отклонений, которые имеют динамический характер, позволяет планировать оперативное хирургическое вмешательство, адекватное состоянию больного, а затем и послеоперационный период.

Исследования механизмов авторегуляции в живых системах имеют (помимо прочих) несомненное фундаментальное значение. Природа создала, выражаясь языком математики, уникальные сжимающие отображения, которые обеспечивают состояния динамического равновесия — гомеостазис — в живых организмах. Новые оценки и модели систем управления гомеостазисом дают возможность переосмыслить многие количественные характеристики и связи между ними. Получаемые в клиниках дан-

ные могут быть проанализированы в контексте содержательных моделей, а также моделей, адекватных этим данным.

Церебральная гемодинамика — одно из направлений в исследованиях систем гомеостаза на уровне мозга. Развитие неинвазивной диагностики привело к появлению в нейрохирургической практике методов транскраниальной ультразвуковой доплерографии (ТКДГ). Суть этих методов заключается в том, что с помощью импульсных ультразвуковых сигналов исследователь имеет возможность регистрировать линейную скорость кровотока (ЛСК) в магистральных артериях мозга. Такие оценки, в свою очередь, обеспечивают исходную информацию для постановки пациенту адекватного диагноза. Они позволяют определить локализацию окклюзий, аневризм, травматических повреждений тканей мозга, а также систем его кровоснабжения.

По мере эволюции методов исследования нейрохирурги пришли к закономерному выводу: открытая динамическая система должна изучаться в динамике, т. е. в режиме реального времени. Условия проведения обследования должны быть физиологичны. В ходе диагностики состояния пациента необходимо проводить целый ряд тестов. Они имеют различный характер, например искусственное нарушение кровообращения на определенном участке его системы механическим путем (манжетные тесты);



химические тесты, осуществляемые повышением парциального давления определенного газа (чаще всего углекислого) в смеси, вдыхаемой пациентом, и т. п. На языке теории динамических систем эти воздействия обобщенно именуют внешними возмущениями. Исследователей интересуют, как правило, количественные характеристики реакции системы на такие возмущения. По наблюдаемым и регистрируемым количественным показателям реакции организма можно делать конкретные выводы о состоянии механизма системы регуляции, системы поддержания гомеостаза.

В лаборатории НИИ нейрохирургии им. проф. А.Л. Поленова за последние два десятилетия сформировалась целая научная школа, которая занимается исследованиями авторегуляции систем мозгового кровотока (АРМК). Ученые лаборатории, руководимой проф. В.Б. Семенютиным, изучают системы авторегуляции церебральной гемодинамики. Доминирующие особенности этих систем как динамических по своей природе с неизбежностью потребовали обратиться к методам исследования АРМК в режиме реального времени. Выбор подходящего теста для анализа состояния систем авторегуляции, равно как и момент его проведения, должен осуществляться непосредственно в ходе сеанса обследования пациента. Это обстоятельство легко понять, принимая во внимание, что все регистрируемые количественные характеристики являются нестационарными случайными процессами (СП) по определению. Любая конечная реализация траектории любого стационарного СП является нестационарным СП. Правильность применения подавляющего большинства методов анализа нестационарных СП обусловлена выбором подмножества реализации траектории СП (РТСП), на которой его можно рассматривать как квазистационарный (квазипериодический) СП.

Следовательно, только располагая актуальной оценкой состояния пациента, полученной в ходе текущего сеанса, возникает принципиальная возможность адекватно выбрать способ воздействия на его систему АРМК, равно как и моменты, длительность (степень) таких воздействий. В свою

очередь результат воздействия, регистрируемый в режиме реального времени, позволяет варьировать различные параметры возмущения, обеспечивая тем самым полноту этого исследования. Получаемые результаты не только доставляют оценки границ динамического диапазона конкретного показателя, но и условия, при которых наблюдается «срыв авторегуляции», т. е. переход нелинейной системы в качественно иное состояние.

В связи с вышеизложенными проблемами и возникла задача разработки программно-аппаратной системы для сбора и анализа результатов ТКДГ, ряда других показателей, регистрируемых в режиме реального времени.

#### **Существующий инструментарий и методика исследований**

Допплерографическое обследование осуществляется с помощью типовых приборов, выпускаемых несколькими компаниями, разработчиками медицинского оборудования. В НИИ нейрохирургии им. проф. А.Л. Поленова используется программно-аппаратный комплекс Multi Dop X (DWL, Germany). Перечислим основные функции этого комплекса:

предварительная аппаратная и/или программная фильтрация аналоговых сигналов, поступающих с ультразвуковых датчиков DWL (автору настоящей статьи недоступны подробности, касающиеся реализации алгоритмов фильтрации);

аналого-цифровое преобразование отфильтрованного сигнала и его регистрация;

идентификация на основе зарегистрированных траекторий СП мальформаций, аневризм и других органических патологий мозгового кровообращения (при наличии дополнительных программных модулей).

В клинической практике на аналоговые входы подаются как сигналы с ультразвуковых датчиков DWL, так и аналоговый сигнал с прибора, регистрирующего системное артериальное давление (САД). Программный комплекс DWL обеспечивает визуализацию на экране монитора поступивших сигналов после того, как они подверглись фильтра-

ции. По завершении сеанса возможна запись усеченной и отфильтрованной РТСП на внешнее запоминающее устройство (диск). Программная реализация хранения данных построена на основе простейшего архитектурного решения. В базе данных MS Access хранятся метаданные проведенных сеансов. Они представляют собой совокупность записей в нескольких взаимосвязанных таблицах (классическая реляционная модель). Сами же сигналы РТСП записываются (после уменьшения их объема) во внешние файлы – некое подобие BLOB-полей в традиционных технологиях хранения информации.

Возможность проведения анализа возникает только по завершении сеанса обследования. Записанные на внешнее запоминающее устройство данные РТСП экспортируются во внешний файл. Затем штатными средствами пакета “Statistica for Windows” осуществляется спектральный анализ: оценка кросс-спектра с помощью преобразования Фурье, фильтрация высокочастотных гармоник и сглаживание спектра в области, интересующей исследователей [1].

Такая методика существенно сужает круг задач, решаемых учеными. Однако преодолеть ограничения на объем хранимых данных и на форматы их хранения, например стандарт DICOM, еще представляется возможным (для этого требуется приобрести дополнительные программные модули у компании разработчика комплекса); коммерческий же продукт с закрытым исходным кодом не дает такой возможности. Поэтому практикующие врачи – специалисты по таким исследованиям столкнулись с безусловной необходимостью довольствоваться результатами фильтрации, которая обеспечивается программно-аппаратным комплексом DWL. Возможности же корректировать алгоритмы фильтрации по своему усмотрению не предоставляется. Наконец, сама процедура оценивания, которая реализуется уже *a posteriori*, не позволяет осуществить исследование *in situ* в полной мере.

По итогам изучения статей, опубликованных ведущими научными центрами, которые занимаются подобными исследо-

ваниями в своих клиниках, мы сделали следующее заключение. В тех клиниках, где активно проводятся работы по этой тематике, либо используют программно-аппаратные комплексы, допускающие адаптацию и доработку на уровне аппаратного или программного обеспечения, либо разрабатывают собственные инструментальные средства. Из коммерческих решений в статьях наиболее часто упоминаются PMD150 Spencer Technologies, Inc., WA, Ohmeda Monitoring Systems, Englewood CO. Из второй группы наибольший интерес представляет, по нашему мнению, программный комплекс ICM+ [2]. Работы по созданию этого программного обеспечения (ПО) начались (по утверждению авторов [2]) еще в конце 1980-х гг. Последнее десятилетие они продолжаются в Кембриджском университете Великобритании, в одной из его клиник. Коммерческая версия ICM+ доступна с 2004 г. и постоянно дорабатывается авторами. Однако это ПО, как и любое другое коммерческое решение, является своеобразным черным ящиком для приобретающих его исследователей. Последние релизы допускают расширение в форме динамически подключаемых библиотек, но архитектуру ядра и детали ее реализации автору данной статьи не удалось найти в открытой печати.

В условиях, когда для продолжения исследований не было выбора как в отношении аппаратного обеспечения (АО), так и ПО, специалисты лаборатории НИИ нейрохирургии им. проф. А.Л. Поленова приняли решение модернизировать программно-аппаратный комплекс Multi Dop X и предложили автору разработать необходимое программное обеспечение.

#### **Краткое описание архитектуры разработанного программного комплекса и методики исследований**

Силами специалистов вышеуказанной лаборатории была осуществлена доработка аппаратной части комплекса. Они воспользовались аналоговыми выходами Multi Dop X, на которые дублируются исходные сигналы с ультразвуковых датчиков до их фильтрации. В системный блок персо-

нального компьютера инженеры поместили PCI-карту с DSP-процессором и тем самым реализовали независимую параллельную регистрацию аналоговых сигналов с ультразвуковых датчиков Multi Dop X. Аналого-цифровое преобразование DSP-процессором этой платы возможно в частотном диапазоне от 1 до 100 кГц. При таких условиях и возникла задача разработки программного комплекса, который бы обеспечивал следующие функциональные возможности:

регистрацию цифрового сигнала на выходе каждого из восьми каналов DSP-процессора с возможностью их препроцессорной обработки;

запись полученных оцифрованных сигналов в репозиторий (БД);

анализ хранимых в репозитории сигналов (всей доступной в данный момент траектории или определенной ее части) в режиме реального времени;

визуализацию результатов анализа регистрируемых сигналов в режиме реального времени.

Следует отметить, что описанные в литературе коммерческие программно-аппаратные комплексы, которые используются в подобных исследованиях, реализуют алгоритмы обработки сигналов, полученных с частотой дискретизации до 1 кГц. В некоторых публикациях изложены результаты, согласно которым исходные данные получены с частотой дискретизации в 10 кГц,

но там не приводится каких-либо сведений об особенностях программных решений.

Мы придерживаемся классической точки зрения, сформулированной в трудах советской математической школы (академики В.М. Глушков, А.А. Харкевич): чем больше новой информации предполагается получить в результате исследования, тем больший объем исходной информации требуется обеспечить для проведения этих исследований (зависимость имеет полиномиальный характер). В частности, в рамках данной работы мы проектировали программный комплекс таким образом, чтобы он позволил использовать аппаратное обеспечение на пределе его возможностей. Благодаря этому в ходе клинических испытаний комплекса мы смогли увеличить, по меньшей мере, на два порядка объемы исходной информации (по сравнению с заявленными в других работах).

На рис. 1 представлена обобщенная схема проведения сеанса – распределенная реализация всех вышеперечисленных функций.

### Особенности архитектуры программного комплекса и методики исследований

**Регистрация цифрового сигнала.** Модуль, обеспечивающий регистрацию цифровых сигналов и их препроцессорную обработку (далее сервер), удовлетворяет выдвинутым требованиям и выполняет следующие функции:

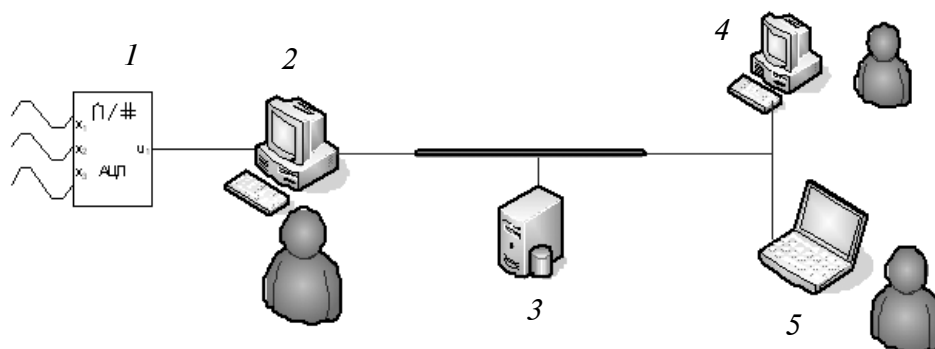


Рис. 1. Схема распределенной реализации сбора и анализа данных доплерографического обследования в режиме реального времени:

1 – аналого-цифровое преобразование сигнала с датчиков, 2 – регистрирующий компьютер, 3 – сервер базы данных, 4, 5 – рабочие станции клиентов 1, ..., N

обнаружение карты с DSP-процессором (далее АЦП) в одном из USB-слотов системы;

сбор и анализ метрик АЦП;

инициализацию АЦП, обеспечивающую проведение сеанса в требуемом режиме, а именно — частота дискретизации аналогового сигнала, размер кадра, усиление сигналов по каждому из каналов;

определение (в диалоге с оператором сервера) основных метрик — идентификатора пациента в базе данных, семантики регистрируемых сигналов;

регистрацию и сохранение данных в репозитории системы в течение заданного промежутка времени (длительность сеанса);

досрочное прекращение сеанса в случае необходимости.

**Хранение данных в репозитории системы.** Для хранения метаданных (информация о пациенте, сеансы его обследований и семантика данных, полученных в ходе сеансов), равно как и для хранения зарегистрированных сигналов, разработана база данных, эксплуатируемая под управлением СУБД MySQL 5.1. Доводами в пользу этого решения были доступность и портируемость. Доступность связана с тем, что реляционные системы управления базами данных семейства MySQL распространяются как свободное ПО, т. е. не требуется приобретения каких-либо лицензий на их использование. И, кроме того, они легко портируются с одной платформы на другую (с WINTEL на Linux или наоборот). Наконец, в предложенной архитектуре все алгоритмы обработки данных, затратные в отношении процессорного времени, вынесены на уровень сервера и клиента. Эксперименты показали, что выбранная нами система управления базой данных успешно справляется с нагрузкой запись-чтение в заданном диапазоне частот дискретизации входных аналоговых сигналов. Тестирование выполнялось в режимах от 125 новых записей в секунду по каждому каналу при частоте дискретизации АЦП 1 КГц до 12500 таких единиц при указанной частоте в 100 КГц. Периодичность операций чтения из базы данных варьировалась в диапазоне от

1 до 4 с, что в настоящее время полностью удовлетворяет функциональным требованиям. Основные процессы в организме человека протекают на частотах ниже 250 Гц, а частоты, представляющие интерес в данной задаче, — в окрестности 1 Гц (систола-диастола) и ниже (дыхательные экскурсии, *M*-волны, *B*-волны).

Репозиторий был нами организован как реляционная база данных. Таблицы с метаданными о пациентах и сеансах их обследований спроектированы в первой нормальной форме. Таблицы, в которых хранятся собственно данные, полученные с АЦП, денормализованы. Это было вынужденным решением, которое обеспечило (в числе прочих мер по оптимизации процесса записи в базу данных) требуемую скорость работы серверной части программного комплекса.

**Анализ и визуализация исходных данных и оценок в режиме реального времени.** Хранимые в репозитории системы данные с периодичностью, определяемой пользователем, извлекаются компонентом программного комплекса (далее графический клиент), который реализует требуемые функции в части обработки и представления данных. Периодичность опроса базы данных клиентом составляет, как правило, несколько секунд, что определяется характерными временами исследуемых процессов. Длительность пульсовой волны — порядка одной секунды. У механизмов мио- и нейрогенного регулирования длительность характерных времен на порядок больше.

Алгоритм извлечения данных реализован как инкрементальное накопление данных в адресном пространстве процесса клиента. Данные РТСП, получаемые по итогам запросов, сохраняются в соответствующих структурах данных адресного пространства процесса. При этом каждый последующий запрос извлекает только ту часть РТСП, которая была записана сервером в базу данных с момента предыдущего запроса к ней этого же клиента. Нетрудно понять, что такая масштабируемая архитектура клиента позволяет выполнять независимый анализ получаемых данных несколькими экземплярами программы-клиента. Производитель-



ность обработки ограничена только вычислительными возможностями компьютера, на котором выполняется код клиента. Тем самым мы исключаем из рассмотрения задачу построения дополнительных серверов приложений, которые в типовых решениях реализуют основную обработку данных.

В контексте текущей сессии пользователь оперирует, прежде всего, исходными наборами данных (РТСП, полученные из репозитория). Реализованные в коде графического клиента алгоритмы позволяют выполнять определенные преобразования (далее «операторы»), результатами которых являются производные наборы данных. Операторы применяются к наборам данных в режиме реального времени. Ограничения на аргументы оператора, т. е. ограничения, налагаемые на совокупность данных, которая подлежит обработке, зависят от типа оператора.

Наиболее общая типизация операторов, реализованных в коде клиента, может быть предложена на основе такого системообразующего признака, как число аргументов. В текущей версии существуют унарные и бинарные операторы. Ряд операторов имеет ограничения в отношении семантики аргумента. Например, унарные операторы *M-wave* или *B-wave* применимы только к производным наборам данных, которые представляют собой оценку спектра, полученную с помощью оператора FFT (алгоритм быстрого преобразования Фурье). Семантика набора данных в числе целого ряда других его метаданных хранится на уровне структур данных процесса графического клиента.

Более детальные сведения об операторах, реализованных в текущей версии программы клиента, будут изложены в следующих разделах статьи.

Графический интерфейс клиента, графическое представление как исходных, так и производных наборов данных построены на основе векторной графики платформы WINTEL (рис. 2 и 3). Данное решение было продиктовано тем обстоятельством, что все специалисты лаборатории НИИ нейрохирургии им. проф. А.Л. Полено-

ва используют на своих рабочих станциях операционную систему (ОС) Windows XP. Прекращение ее поддержки компанией производителем (корпорация Майкрософт официально прекратила поддержку ОС Windows XP с апреля 2014 г.) может повлечь за собой переход пользователей клиентского ПО на другие платформы (например, ОС Linux). Принимая во внимание и такой сценарий, мы при проектировании архитектуры клиента ориентировались на шаблон MVC [3], насколько это было возможно для проекта, чей исходный код был написан исключительно на языке Си.

Выбор векторной графики платформы WINTEL обусловлен необходимостью обеспечить приемлемую производительность программы клиента (прежде всего, это скорость обработки данных). Поскольку основная вычислительная нагрузка приходится на этапы обработки данных (применение конкретного оператора) и получения исходных данных (запросы на выборку), векторная графика позволяет свести к минимуму время на отрисовку.

Обработка данных и их визуализация реализованы в разных потоках. Коллизии, возникающие при их одновременном доступе к разделяемым ресурсам, разрешаются в пользу потока, выполняющего вычисления. Поток, выполняющий отрисовку, приостанавливается до завершения обновления оценок потоком обработки данных. Основной причиной лаконичности графического представления данных в разработанном клиентском программном обеспечении является требование повышения производительности вычислений.

Остается добавить, что исходный код как серверного, так и клиентского ПО разработан на языке Си (стандарт C99). Интерфейс с ОС реализован на основе WIN API, т. е. на уровне системных вызовов ОС Windows.

Тестирование показало, что клиентское ПО может успешно эксплуатироваться на рабочих станциях с процессорами Intel Core (их рабочая частота — не ниже 1,4 ГГц), снабженных оперативным запоминающим устройством на 2 Г и более.

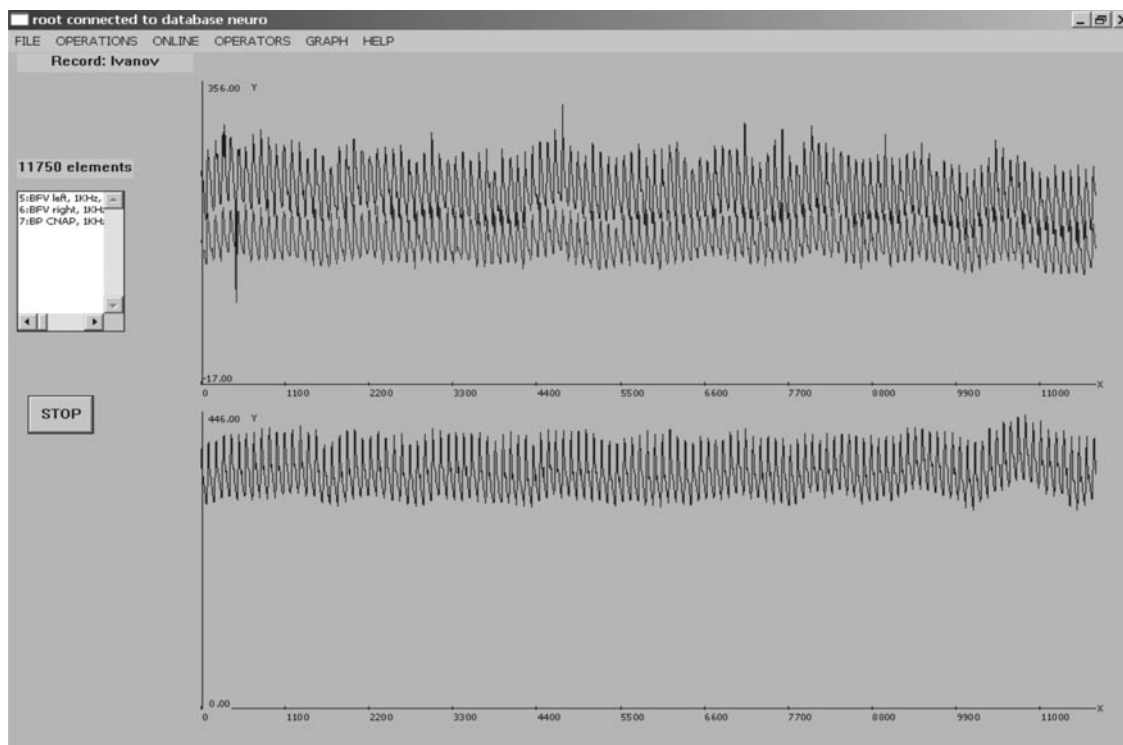


Рис. 2. Пример графического интерфейса клиента в режиме реального времени на основе векторной графики платформы WINTEL.

Сверху вниз: регистрируемые сигналы с левого и правого доплеровских датчиков, а также регистрируемое изменение системного артериального давления. Клиентское ПО позволяет отрисовать на одном графике до 10 кривых. По нашему опыту, большее количество затрудняет восприятие графической информации.

### Оценки, необходимые для клиницистов

Методология анализа регистрируемых сигналов или РТСП построена на фундаменте традиционной спектральной теории СП. Работы, в которых используются другие подходы, в частности вейвлет-анализ, пока неоднозначно воспринимаются специалистами этой предметной области. Основная причина популярности классического преобразования Фурье — простота содержательной интерпретации оценок спектра, которые доставляет этот метод.

Исходят из предположения, что в пределах РТСП всегда существуют участки, где процесс можно рассматривать как квазипериодический. Его определение:

$$\text{Mes}_X(t + T_0 + \delta(t)) = \text{Mes}_X(t) + \varepsilon(t), \quad (1)$$

где  $\text{Mes}_X(\dots)$  — случайная мера, носитель которой определяют на основе физиологических представлений о природе этого слу-

чайного процесса; в качестве  $T_0$  принимают длину периода той компоненты спектра СП, которая вносит основной вклад в его спектральную плотность;  $\delta(t) \sim O(T_0)$  — малое отклонение длительности конкретного периода от его оценки в среднем;  $\varepsilon(t) \sim O(\text{Mes}_X(t))$  — малое отклонение оценки функции распределения ординаты процесса  $X(t)$  от его оценки в среднем.

В частности, модель (1) используется для анализа регистрируемых показателей: линейной скорости кровотока (ЛСК) и системного артериального давления (САД) после предварительной фильтрации высокочастотных гармоник.

Подобные представления сформировались в тесной связи с исследованиями механизмов поддержания гомеостаза — динамического равновесия в живых организмах.

Оценки амплитуд гармоник  $S_{\text{Re}}(\nu)$ ,

$S_{\text{lm}}(\nu)$ , или спектральной плотности, периодограммы  $I(\nu)$  по соответствующему участку РТСП получают с помощью дискретного аналога классического преобразования Фурье.

Для абстрактной неограниченной реализации траектории случайного процесса с непрерывным временем это преобразование может быть записано как

$$S(\nu) = \int_{-\infty}^{\infty} X(t)e^{i\nu t} dt.$$

Этот оператор применим к траекториям, удовлетворяющим условию Дирихле, т. е.

$$\int_{-\infty}^{\infty} |X(t)| dt < \infty.$$

Для дискретной конечной случайной последовательности (именно в такой форме РТСП нам доступны для анализа) оператор записывают в следующем виде:

$$S(\nu) = \frac{1}{N+1} \sum_{t=0}^N X(t)e^{i\nu t}; \quad (2)$$

$$I(\nu) = \frac{1}{N+1} \left| \sum_{t=0}^N X(t)e^{i\nu t} \right|^2,$$

где  $(N+1)$  – длина реализации  $X(t)$ ;  $\nu$ , Гц – частота гармоники.

Фактически мы анализируем трехмерный СП  $X^{\text{ind}}(t)$ , где

$$\text{ind} \in \{BFVl, BFVr, BP\},$$

а семантика верхних индексов следующая:  $BFVl$ ,  $BFVr$  – линейные скорости кровотока (ЛСК), регистрируемые левым ( $l$ ) и правым ( $r$ ) датчиками;  $BP$  – системное артериальное давление (САД), регистрируемое на периферии артериальной системы (*A. digitalis*). Чтобы не вводить читателя в заблуждение, сразу заметим, что прилагательное «линейные» – дань традиции, которая сложилась в литературе на русском языке, посвященной этой проблематике.

При этом  $X^{\text{ind}}(t)$  – РТСП с дискретным временем  $t \in Z_+$  ( $Z_+ = 0, 1, 2, \dots$ ) и дискретным числом состояний. В то же время  $t$  – порядковый номер элемента РТСП, соответствующий моменту времени, который равен частному от деления величины  $t$  на частоту дискретизации АЦП по одному ка-

налу (т. е. делитель может изменяться от сеанса к сеансу в диапазоне 125 – 12500 точек в секунду).

Предполагаем, что в пределах каждой РТСП можно последовательно выделить участки квазистационарности этого СП:

$$p_j^{\text{ind}} : \bigcup_j p_j^{\text{ind}} = X^{\text{ind}}(t), p_j^{\text{ind}} = \{X^{\text{ind}}(t) : t \in [t(p_j^{\text{ind}}), t(p_j^{\text{ind}}) + T]\}, \quad (3)$$

где  $T$  – длина каждого из таких участков;  $t(p_j^{\text{ind}})$  – смещение начала участка  $p_j^{\text{ind}}$  по отношению к началу  $X^{\text{ind}}(t)$ .

Другими словами, мы допускаем, что для участка  $p_j^{\text{ind}}$  длины  $T$  может быть построено каноническое спектральное представление и оценка этого спектра доставляет нам искомую информацию о структуре СП  $X^{\text{ind}}(t)$  на участке  $p_j^{\text{ind}}$ .

Оценивание чаще всего осуществляется с помощью оператора дискретного преобразования Фурье непосредственно к значениям  $X^{\text{ind}}(t)$ , принадлежащим этому участку  $p_j^{\text{ind}}$ :

$$p_j^{\text{ind}} S^{\text{ind}}(\nu) = \frac{1}{T} \sum_{t \in [t(p_j^{\text{ind}}), t(p_j^{\text{ind}}) + T - 1]} X^{\text{ind}}(t)e^{i\nu t}; \quad (4)$$

$$I_{p_j^{\text{ind}}}^{\text{ind}}(\nu) = \frac{1}{T} \left| \sum_{t \in [t(p_j^{\text{ind}}), t(p_j^{\text{ind}}) + T - 1]} X^{\text{ind}}(t)e^{i\nu t} \right|^2.$$

Альтернативную оценку спектра можно построить на основе оценки ковариационной функции СП:

$$p_j^{\text{ind}} S^{\text{ind}}(\nu) = \frac{1}{T} \sum_{\tau \in [t(p_j^{\text{ind}}), t(p_j^{\text{ind}}) + T - 1]} K_{p_j^{\text{ind}}}(\tau)e^{i\nu \tau}. \quad (5)$$

Алгоритмы вычисления оценки (5) – более затратные в вычислительном отношении, чем оценки (4). Библиотека FFTW [4] с открытым исходным кодом, наиболее часто используемая в современных пакетах для вычислений (она же используется и в нашем программном комплексе), обеспечивает получение оценки спектра как  $O(T \cdot \log_2(T))$ . Оценка же ковариационной функции  $K(\tau)$  (см. нижний график на рис. 3) дополнительно потребует затрат порядка  $O(T^2)$ .

Неустойчивость оценок  $p_j^{\text{ind}} S^{\text{ind}}(\nu)$ , получаемых по формулам (4) или (5) (их не-



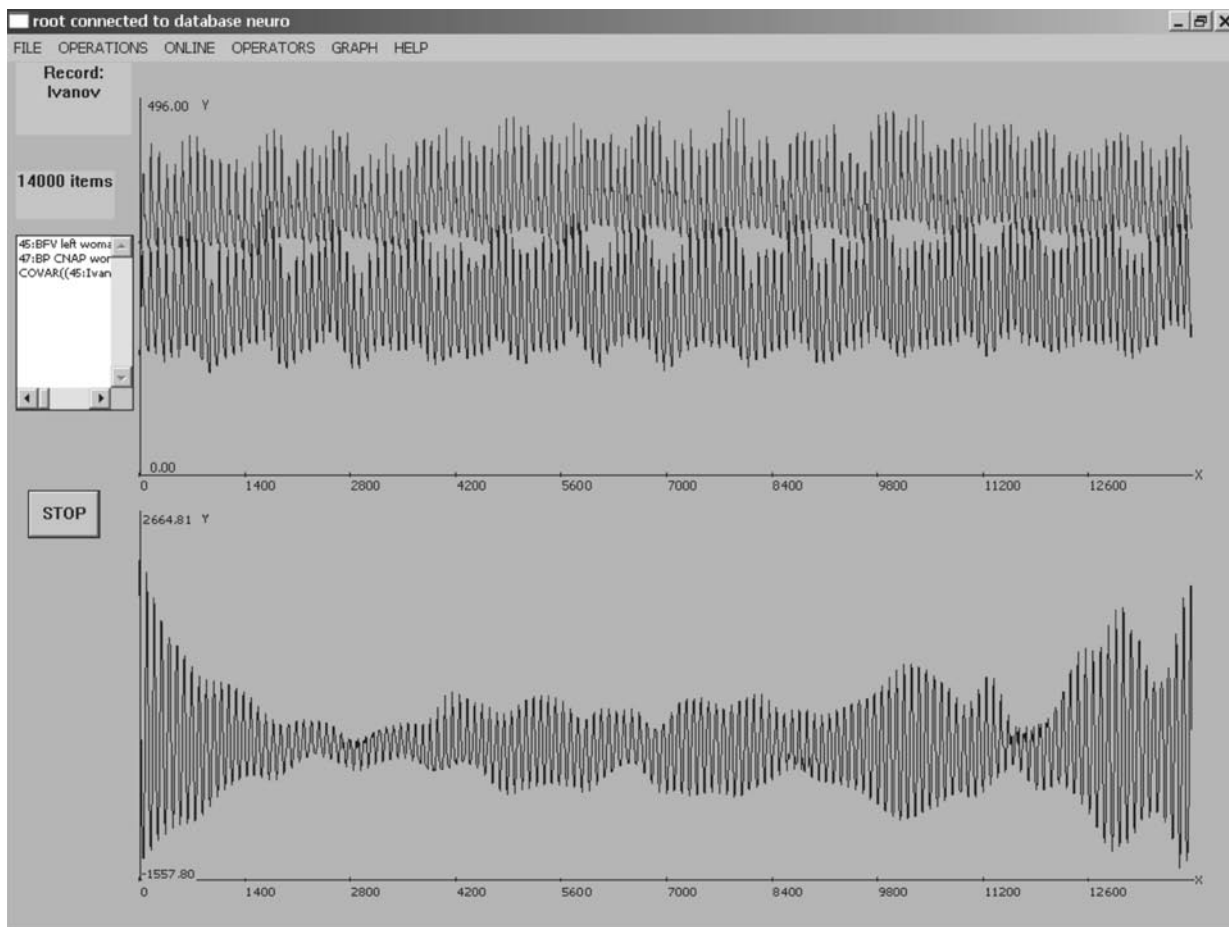


Рис. 3. Пример визуализации исходных (верхние графики) и производного (нижний) наборов данных в режиме реального времени на основе векторной графики платформы WINTEL: два верхних графика – траектории зарегистрированных сигналов (см. рис. 2); внизу – оценка взаимной ковариационной функции ЛСК и САД

состоятельность), – основная причина, по которой прибегают к дополнительным операторам осреднения. Эта операция выполняется на системе конечных подмножеств анализируемого участка  $p_j^{ind}$ ; либо к оценкам, полученным с помощью формул (4) или (5), применяют интегральное преобразование – локальное сжимающее отображение в форме так называемого спектрального окна. Выбор интегрального ядра такого преобразования оценки спектра представляет собой самостоятельную задачу многокритериальной оптимизации и выходит за рамки данной работы.

Далее, говоря об осреднении оценки спектра  $p_j^{ind} S^{ind}(v)$ , или периодограммы  $I_{p_j^{ind}}^{ind}(v)$ , мы подразумеваем, что это преоб-

разование построено на основе непараметрического метода Уэлча [5].

Дисперсия оценок  $p_j^{ind} S^{ind}(v)$ ,  $I_{p_j^{ind}}^{ind}(v)$  понижается путем их осреднения по множеству  $L^j$  непересекающихся подмножеств  $L_k^j \in L^j$  анализируемого участка  $p_j^{ind}$ . Мы не снабжаем их ссылкой (дополнительным индексом) на исходную РТСП, поскольку подмножества  $L_k^j \in L^j$  представляют собой локальные вспомогательные построения и имеют смысл только в ходе обработки данных конкретного участка  $p_j^{ind}$ .

В задачах, где представляется возможность построить множества  $L^j$  разбиением участка  $p_j^{ind}$  на взаимно непересекающиеся подмножества равной мощности таким образом, что для

$$\forall L_k^j \in L^j \quad |L_k^j| = T / l$$

(здесь  $|\dots|$  – мощность множества), выполняются следующие условия:

$$\forall k : 1 \leq k \leq l, L_k^j = \{X^{ind}(t) : t(p_j^{ind}) + [T / l] \cdot (k - 1) \leq t < t(p_j^{ind}) + [T / l] \cdot k\}, \quad (6)$$

где [...] – операция взятия целой части от частного.

Для системы непересекающихся подмножеств  $L_k^j \in L^j$  выполняются следующие условия:

$$\forall k_1, k_2 : 1 \leq k_1, k_2 \leq l, k_1 \neq k_2, L_{k_1}^j \cap L_{k_2}^j = \emptyset, \bigcup_k L_k^j = p_j^{ind}. \quad (5)$$

Неизбежной платой за оценку  $p_j^{ind} S^{ind}(v)$ ,  $I_{p_j^{ind}}^{ind}(v)$  с меньшей дисперсией будет понижение ее разрешающей способности.

Во многих прикладных исследованиях структуры СП, для которого выбрать достаточно протяженный квазистационарный участок  $p_j^{ind}$  не представляется возможным (исследуют переходные процессы со сравнительно малым характерным временем), оценки осредняют по семейству пересекающихся подмножеств  $L^j$ :

$$|L^j| = (l - 1)m + 1;$$

$$\forall k : 1 \leq k \leq (l - 1)m + 1, L_k^j = \{X^{ind}(t) : t(p_j^{ind}) + [T / (lm)] \times (k - 1) \leq t < t(p_j^{ind}) + [T / (lm)] \cdot k\}. \quad (8)$$

Для таких  $L_k^j \in L^j$

$$\forall k_1, k_2 : 1 \leq k_1, k_2 \leq (l - 1)m + 1, |k_1 - k_2| < m, L_{k_1}^j \cap L_{k_2}^j \neq \emptyset, \bigcup_k L_k^j = p_j^{ind}. \quad (9)$$

Мощность пересечения двух смежных подмножеств  $L_{k_1}^j, L_{k_1+1}^j$  в соотношениях (9) обычно выбирают в размере 50 %, т. е.  $m = 2$ .

В данной работе мы приводим результаты, полученные и при больших значениях  $m$ , т. е. когда мощности пересечения двух смежных подмножеств составляют 75,0 и 87,5 %. Мотивация таких условий исследования связана с ограничением сверху на длительность всего сеанса обследования пациента, в ходе которого переходные про-

цессы в системе авторегуляции протекают сравнительно быстро, но проявляют себя преимущественно на очень низких частотах.

Следует заметить, что теория непараметрического оценивания спектров осреднением по семейству пересекающихся подмножеств традиционно развивается в направлении асимптотических оценок [6]. В прикладных исследованиях гарантированное асимптотическое поведение оценок служит лишь основанием полагать, что выбранная методика имеет смысл в контексте конкретного обследования. Однако уверенности в правильности этого выбора может прибавить только конкретный результат, конкретные оценки, интерпретируемые специалистами предметной области.

В нашей работе, кроме оценок спектра каждой из трех составляющих процесса  $X^{ind}(t)$ , были также построены оценки их кросс-спектров  $p_j^{1,3} S^{1,3}(v)$ ,  $p_j^{2,3} S^{2,3}(v)$ :

$$p_j^{1,3} S^{1,3}(v) = \frac{1}{T} \sum_{\tau \in [t(p_j^{1,3}), t(p_j^{1,3}) + T - 1]} K_{X^{ind1}, X^{ind3}}(\tau) e^{iv\tau}; \quad (10)$$

$$p_j^{2,3} S^{2,3}(v) = \frac{1}{T} \sum_{\tau \in [t(p_j^{2,3}), t(p_j^{2,3}) + T - 1]} K_{X^{ind2}, X^{ind3}}(\tau) e^{iv\tau},$$

где семантика верхних индексов следующая:

1, *ind1*, 2, *ind2* – скорости (ЛСК), регистрируемые левым и правым датчиками, соответственно; 3, *ind3* – давление (САД), регистрируемое на периферии артериальной системы (*A. digitalis*).

Соответственно,  $K_{X^{ind1}, X^{ind3}}(\tau)$  – взаимная ковариационная функция линейной скорости кровотока, регистрируемой левым датчиком, и системного артериального давления;  $K_{X^{ind2}, X^{ind3}}(\tau)$  – такая же взаимная ковариационная функция ЛСК, но регистрируемой правым датчиком, и САД.

Операторы для обработки наборов данных в режиме реального времени, которые реализованы в текущей версии программного комплекса, представлены в таблице.

### Результаты и их обсуждение

Разработанный программный комплекс был установлен в лаборатории НИИ ней-

Таблица

**Операторы для обработки данных в режиме реального времени, реализованные в текущей версии программного комплекса**

Оператор	Алгоритм/Оценка	Особенность реализации / аргумента(ов)
<i>Унарные операторы</i>		
FFT	Дискретное преобразование Фурье	Библиотека с открытым кодом FFTw MIT
Spectrum Density	Оценка спектральной плотности	Результаты дискретного преобразования Фурье
<i>M-wave</i>	Оценка инфразвуковой компоненты, именуемой волнами Майера (диапазон 0,08 – 0,15 Гц)	Зарегистрированная часть РТСП
<i>B-wave</i>	Та же для <i>B</i> -волн (диапазон 0,008–0,050 Гц)	Та же
<i>Бинарные операторы</i>		
Correlation	Оценка коэффициента корреляции	Два участка РТСП либо зарегистрированные РТ двух СП
Covariance	Оценка ковариации	Та же

рохирургии им. проф. А.Л. Поленова, руководимой проф. В.Б. Семенютиным. В ходе тестирования этого программного комплекса на пациентах клиники и волонтерах были получены предварительные оценки как производительности системы, так и возможностей, предоставляемых исследователям с ее помощью.

В опубликованных к настоящему времени работах длина участков квазистационарности в регистрируемых РТСП изменяется от нескольких десятков до нескольких сотен секунд. Очевидным является условие кратности этой длины периоду гармоник, которая представляет первостепенный интерес в конкретном исследовании. Чтобы оценить амплитуды гармоник, которые атрибутируются как *M*-волна, указанная длина должна быть кратной 10 с. Для исследования *B*-волн эта длина должна быть существенно больше. Выбор участков  $p_j^{ind}$  длиной в  $T = 25\ 000$  точек (это соответствует 200 с, поскольку частота дискретизации АЦП задавалась равной 1 кГц и соответствовала 125 точкам/с по одному каналу) был сделан в результате обсуждения усло-

вий проведения сеанса с нейрохирургами. Столь протяженный участок был необходимым условием применимости нашей модификации алгоритма непараметрического усреднения (в противном случае полученные оценки могли быть несостоятельными). Кроме того, он позволял проверить гипотезу о квазистационарности РТСП. Нейрохирурги также считали, что участок в 200 с – достаточно протяженный для того, чтобы построить статистически состоятельные оценки, и достаточно короткий для того, чтобы проводить исследования нестационарных эффектов (переходные процессы, возникающие при проведении различного рода тестов).

Изложенные далее оценки и обсуждение результатов относятся к частотному диапазону 0,08 – 0,15 Гц. По мнению специалистов, именно в этом диапазоне наиболее отчетливо проявляют себя механизмы авторегуляции в форме *M*-волн. Оценки получали на каждой секунде сеанса обследования пациента. Участок длины  $T$  каждую секунду смещался на 125 точек вправо (согласно вышеуказанной частоте дискретиза-

ции АЦП по одному каналу). Тем самым он составлял последние 25 000 точек зарегистрированной РТСП для каждой секунды сеанса, начиная с 200-й секунды. Оценки амплитуд гармоник  $S_{Re}(v), S_{Im}(v)$ , а также периодограмму  $I(v)$  получали для всего участка; кроме того, получали оценки путем осреднения по  $l = |L^j|$  пересекающимся подмножествам (см. соотношения (8) и (9)) длины в 10 000 точек, или 80 с

$$(\forall k : 1 \leq k \leq l, |L_k^j| = 10000).$$

Мощность множества пересечения двух смежных подмножеств, согласно соотношениям

$$q : \forall k_1, k_2 : 1 \leq k_1, k_2 \leq (l-1)m+1, |k_1 - k_2| = 1, L_{k_1}^j \cap L_{k_2}^j = q, q \in \{8750, 7500, 5000\},$$

– это еще один параметр алгоритма оценивания. Его выбирали равным 8750, 7500 и 5000 точек (70, 60 и 40 с соответственно).

Таким образом, путем осреднения мы получали три оценки амплитуды гармоник или квадрата ее амплитуды для соответствующих трех вариантов мощности  $q$  множества пересечения двух смежных подмножеств. Этот подход позволял сравнивать качество эмпирических осредненных оценок (их первые и вторые моментные функции).

Предварительные исследования были проведены на здоровых волонтерах. Затем клинические испытания продолжались на пациентах клиники НИИ нейрохирургии, которым были поставлены диагнозы, связанные с нарушениями мозгового кровообращения. Сеансы проводили при следующих (одинаковых для всех) условиях: в одно и то же время суток (обычно около полудня), спустя два часа после приема пищи; обследуемые находились в супинационном положении (лежа на спине). Первые 400 с пациенты находились в состоянии полного покоя, поэтому измерения их не беспокоили, а в следующие 400 с на них выполняли гипокапническую пробу (гипервентиляция легких, при которой исследуют реакцию кровообращения пациента на пониженный уровень углекислоты в крови). Такая проба была выбрана вместо гиперкапнической (последняя делается для проверки резервов

мозгового кровообращения), чтобы условия обследования были более физиологичны.

Эксперименты ставили целью ответить на следующие вопросы:

во-первых, всегда ли существуют «в норме»  $M$ -волны в спектре ЛСК, САД;

во-вторых, если  $M$ -волны обнаруживают себя в этих спектрах «в норме», то в какой мере они себя проявляют;

в-третьих, как ведут себя  $M$ -гармоники при проведении теста на гипокапнию в ходе сеанса обследования здорового волонтера.

Разумеется, при этом нас интересовало, насколько способны наша методика и наш программный комплекс решить данные вопросы.

В связи с поставленной целью предполагалось получить оценки первой и второй моментных функций вещественной части амплитуд  $M$ -гармоник  $S_{Re}(v)$  и, аналогично, периодограммы  $I(v)$  в частотном диапазоне  $M$ -волн. Другими словами, в этой работе критерии построения решающего правила были сформулированы на основе оценок математического ожидания

$$E(S_{Re}^{ind}(v)), (E(S_{Re}^{ind}(v))^2 - (E(S_{Re}^{ind}(v)))^2)^{1/2} \quad (11)$$

(стандартные отклонения оценок) для гармоник, которая вносит наибольший вклад в спектральную плотность в диапазоне 0,08 – 0,15 Гц. Выход этой оценки математического ожидания в конкретный момент времени за границы доверительного интервала, определяемого оценками стандартных отклонений, которые были получены на предшествующем этому моменту участке РТСП, интерпретировался как момент появления  $M$ -волны.

Следует отметить, что это не единственно возможный критерий построения решающего правила и, соответственно, статистики. Данная проблема требует дополнительных исследований.

В результате эксперимента оказалось, что в нормальном состоянии  $M$ -волны хотя и обнаруживаются у здоровых людей, но само их появление, а также степень их проявления во многом зависят от психосоматического состояния конкретной личности в процессе сеанса. На рис. 4 и 5 представлены довольно типичные для здоровых лю-

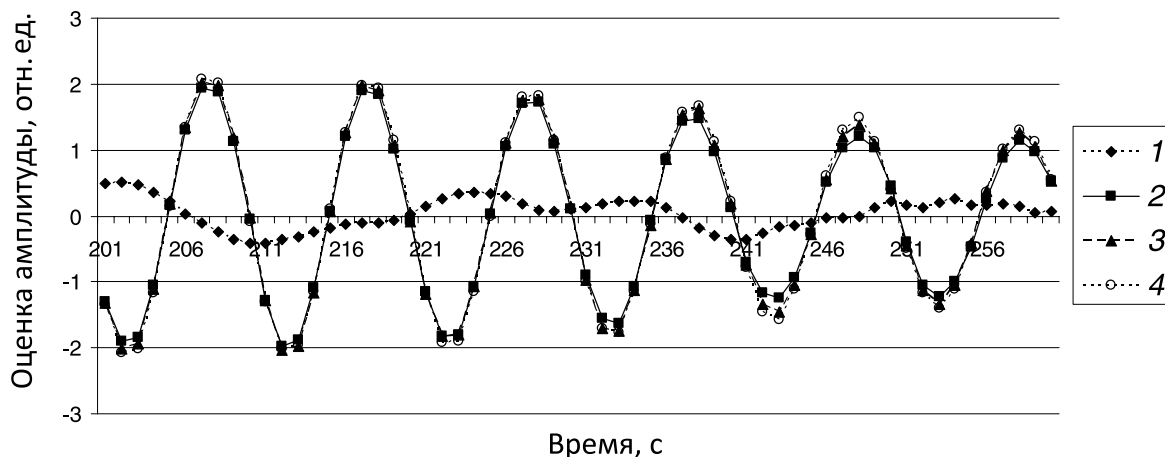


Рис. 4. Результаты обследования здоровых волонтеров – оценки в режиме реального времени вещественной части амплитуды гармоники  $M$ -волны  $S_{Re}^{ind}(v)$  (см. формулу (4));  
 1 – оценка по всему участку  $p_j^{ind}$  (без применения оператора непараметрического усреднения);  
 (2 – 4) – усредненные оценки по множеству пересекающихся подмножеств при  $l = |L_j| = 10\,000$  и различных значениях  $q$ : 5 000 (2), 7 500 (3), 8 750 (4)

дей оценки средней амплитуды  $M$ -волны  $S_{Re}^{ind}(v)$  и соответственно стандартных отклонений – корня квадратного из разности второй моментной функции и квадрата первой моментной функции (см. формулы (11)).

Эти данные получены для гармоники, которая вносит наибольший вклад в спектральную плотность в диапазоне 0,08 – 0,15 Гц; результаты получены в режиме реального времени.

На рис. 6 даны оценки на основе периодограммы  $I(v)$  в том же частотном диапазоне и при тех же условиях.

Таким образом, для здоровых людей оценки соизмеримы, и нельзя с полной уверенностью утверждать, что  $M$ -волна действительно присутствует в структуре этих СП.

Тест на гипоканию со здоровыми волонтерами показал, что и в условиях, ког-

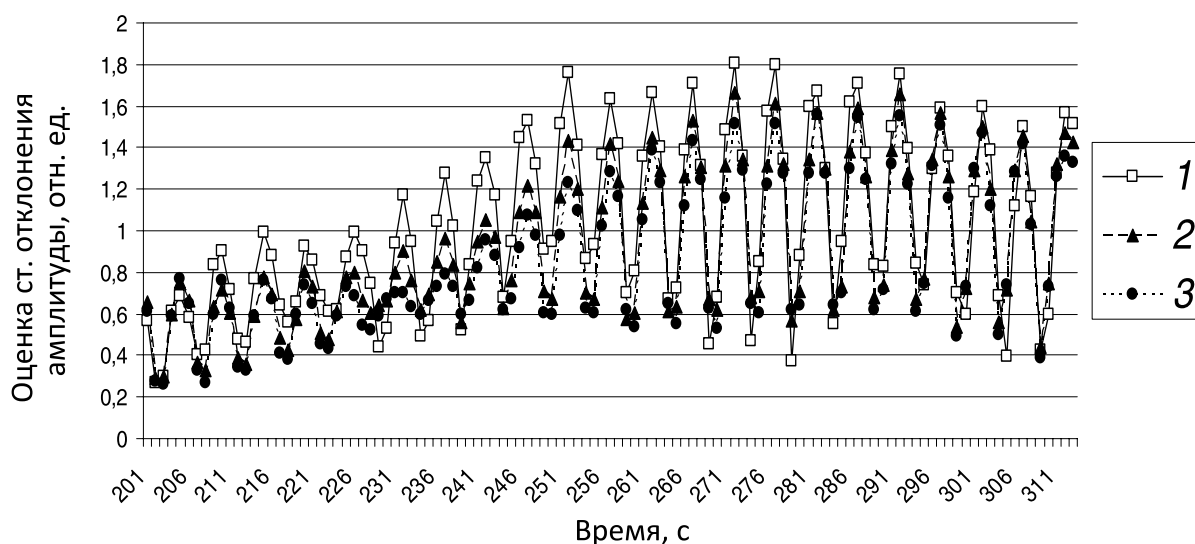


Рис. 5. Результаты обследования здоровых волонтеров – оценки в режиме реального времени стандартного отклонения амплитуды  $S_{Re}^{ind}(v)$ ;  
 (1 – 3) – усредненные оценки по множеству пересекающихся подмножеств при  $l = |L_j| = 10\,000$  и различных значениях  $q$ : 5 000 (1), 7 500 (2), 8 750 (3)

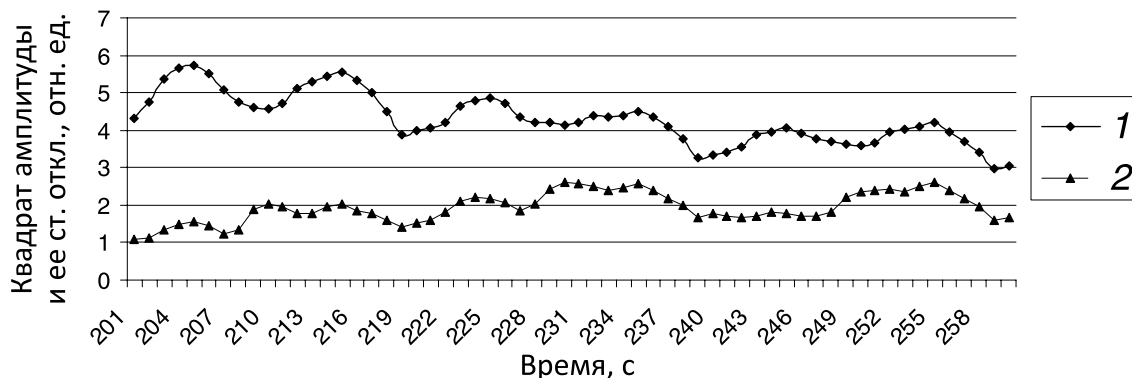


Рис. 6. Результаты обследования здоровых волонтеров – усредненные оценки квадрата амплитуды (1) и ее стандартного отклонения (2) для гармоника  $M$ -волны в режиме реального времени;  $l = |L_j| = 10\ 000$  и  $q = 7\ 500$

да  $M$ -волна с определенной долей вероятности может проявить себя как следствие включения дилататорных механизмов при снижении концентрации углекислого газа в крови, она регистрируется далеко не у каждого обследованного.

Полученные результаты позволяют сделать важный вывод: в ходе обследования с использованием нашего программного комплекса возникает принципиальная возможность исследовать индивидуальные реакции организма на длительность и степень воздействия (изменение парциального давления углекислого газа в крови) на систему кровообращения.

Дальнейшие исследования, как уже отмечалось, были проведены на пациентах клиники НИИ нейрохирургии им. проф. А.Л. Поленова. Оценки спектра в частотном диапазоне  $M$ -волн, полученные в ходе сеансов обследования пациентов (рис. 7 и 8), позволяют утверждать, что  $M$ -волны проявляют себя в ходе проведения различных тестов уже в первые 10 – 120 с после момента его начала (скорость реакции индивидуальна), хотя в состоянии покоя обнаруживаются далеко не всегда. Отметим, столь быстрая идентификация  $M$ -волны в этих случаях оказалась возможной благодаря тому обстоятельству, что сеансу, в

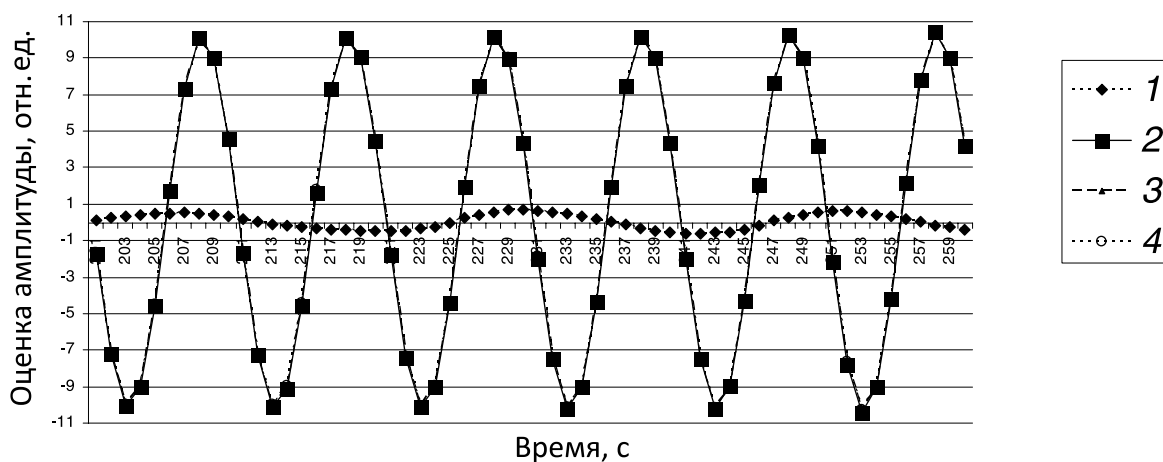


Рис. 7. Результаты обследования пациента с диагностируемой патологией – аналог данных, полученных для здорового человека (см. рис. 4). Кривые 2, 3, 4 в данном случае практически совпали. Сравнение с рис. 4 показывает возможность регистрации индивидуальной реакции организма на такие же воздействия на систему кровообращения

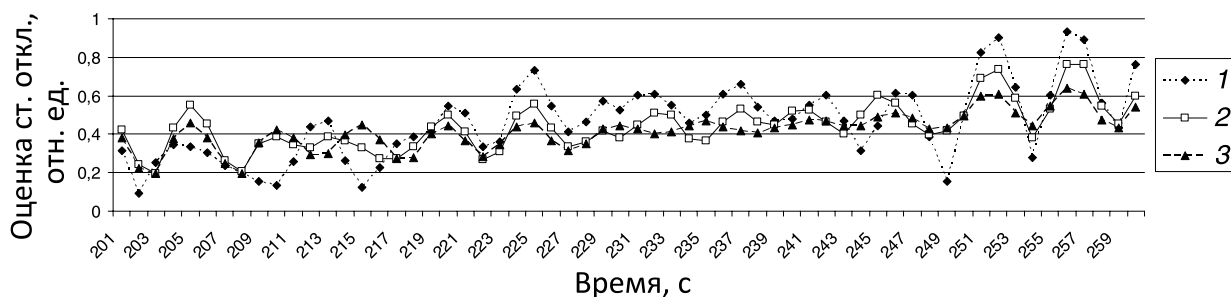


Рис. 8. Результаты обследования пациента с диагностируемой патологией – аналог данных, приведенных на рис. 5 (сравнение с рис. 5 также показывает возможность регистрации индивидуальной реакции организма на воздействия на систему кровообращения)

котором обследуемый подвергался тестированию, непосредственно предшествовал сеанс, где этот обследуемый в течение 400 с находился в состоянии полного покоя.

Оценки и их стандартные отклонения на рис. 7 и 8 приведены для гармоник, которая вносит наибольший вклад в спектральную плотность в диапазоне 0,08 – 0,15 Гц. Исходные данные и оценки получены в режиме реального времени. У обследуемого пациента контролировали дыхание (индуцировали гипокапнию).

Рис. 9 дает представление о видах одного и того же участка спектров, которые регистрировались через каждые 4 с в ходе двух сеансов обследования: когда пациент находился в состоянии покоя и когда у него была индуцирована гипокапния. Статистическая значимость различий в состоятельных оценках математических ожиданий амплитуд очевидна.

#### Асимптотическая нормальность оценок амплитуд гармоник в инфранизком частотном диапазоне

В ходе сеансов обследования мы дополнительно изучали оценки, которые получали осреднением по пересекающимся подмножествам (см. формулы (8) и (9)) окна видимости в 10 000 точек (80 с).

В частности, при  $q = 8750$  мы регистрировали каждую секунду 200 выборок объемом в 13 элементов с оценками амплитуд первых 200 гармоник (диапазон инфранизких частот). При  $q = 7500$  мы увеличили длину  $T$  участков  $p_j^{ind}$  (см. формулу (3)) до 27 500 точек (220 с) и регистрировали каж-

дую секунду то же число выборок объемом в 8 элементов с такими же оценками амплитуд (тот же диапазон). Каждая из указанных выборок в ходе сеанса служила для получения осредненной оценки  $E(S_{Re}^{ind}(v))$ . Мы дополнительно реализовали проверку статистической гипотезы ( $H_0$ ) о нормальности отклонений элементов каждой выборки относительно их среднего  $E(S_{Re}^{ind}(v))$ .

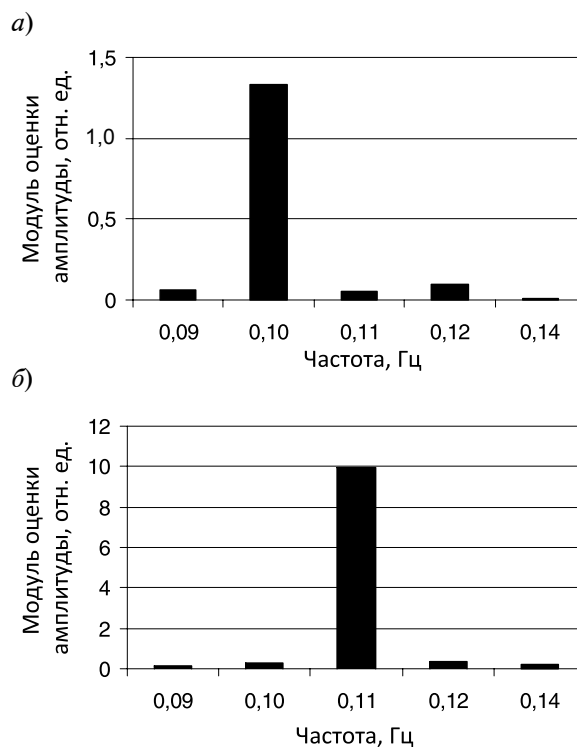


Рис. 9. Оценки вещественной части модуля амплитуды гармоник в диапазоне 0,08 – 0,15 Гц на 404-х секундах сеанса, когда пациент находился в состоянии покоя (а) и когда у него была индуцирована гипокапния (б)



Для проверки  $H_0$  вычислялась статистика Шапиро – Уилка [7]. Выбор в данном случае был безальтернативным, поскольку такой критерий – наиболее мощный при столь малых объемах выборок. Нижняя граница объема выборки, при котором рекомендуется использовать эту статистику, равна восьми. Именно по этой причине мы и увеличили длину  $T$  участков  $p_j^{ind}$  до 27500 точек при  $q = 7500$ .

В результате проверки  $H_0$  установлено, что в среднем по всем выборкам в инфранизком диапазоне (для 200 первых гармоник) нулевая гипотеза отвергается лишь в 25 % случаев при уровне значимости 0,05 и в 10 % при уровне значимости 0,01.

### Заключение

Мы полагаем, что разработанный нами комплекс программ для изучения механизмов авторегуляции мозгового кровообращения позволяет кардинально расширить круг исследований. В отличие от коммерческого ПО, обеспечивавшего специалистов исходной информацией *a posteriori*, теперь возникает возможность осуществлять анализ количественных характеристик наблюдаемых процессов в режиме реального времени.

Мы полагаем, что наше ПО позволяет решать наиболее актуальные задачи из перечисленных международной группой ученых в области церебральной гемодинамики [8, 9].

В частности, это инструмент для проведения целого ряда научных исследований: анализа РТСП на предмет построения адекватных этим процессам математических моделей и решающих правил (на основе та-

ких моделей), которые можно было бы использовать в клинической практике;

разработки алгоритмов для анализа РТСП, регистрируемых в клинических условиях, в частности обоснование критериев выбора оптимальных значений параметров в программных реализациях таких алгоритмов;

разработки методик, позволяющих изучать *in situ* системы регуляции мозгового кровообращения.

### Благодарности

Автор статьи выражает благодарность сразу нескольким своим коллегам.

В первую очередь я благодарю доктора биологических наук, профессора-патофизиолога В.Б. Семенютина за предоставленную возможность участвовать в инициативной научно-исследовательской работе, которая проводилась в течение полтора лет без какого-либо финансирования со стороны учреждений, организаций или физических лиц.

Автор также выражает свою глубокую признательность Д.С. Елисееву за неоценимую помощь в реализации интерфейса программного комплекса с СУБД, отвечающего всем функциональным требованиям, которые предъявляются в настоящее время к производительности системы в целом.

Я благодарю также Ю.В. Крылова, который внес свой вклад в реализацию графического интерфейса приложения-клиента.

Я благодарю также А.В. Кутузова за помощь по тестированию программного кода клиента, локализации и исправлению ошибок.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Семенютин В.Б., Алиев В.А., Берснев В.П., Патцак А., Козлов А.В., Пак В.А. Оценка состояния мозгового кровообращения с помощью кросс-спектрального анализа спонтанных колебаний системной и церебральной гемодинамики // Нейрохирургия. 2008. № 1. С. 48–57.
2. Smielewski P., Lavinio A., Timofeev I., Radolovich D., Perkes I., Pickard J.D., Czosnyka M. ICM+, a flexible platform for investigation of cerebrospinal dynamics in clinical practice. *Acta Neurochirurgica Supplementum*. 2008. Vol. 102.

Рр. 145-151.

3. Шаблон проектирования Model-View-Controller. Режим доступа: <http://ru.wikipedia.org/wiki/Model-View-Controller>. Дата обращения: 2014-01-01.

4. FFTw Home Page. Режим доступа: <http://www.fftw.org>. Дата обращения: 2013-05-01.

5. Welch P.D. The use of FFT for the estimation of power spectra. *IEEE Trans. Electroacoust.* 1967. Vol. 15. No. 2. pp. 70-73.

6. Мирская Е.И. Применение метода Уэлча для построения состоятельных оценок спек-



тральных плотностей многомерных временных рядов. Автореферат дис. ... канд. физ.-мат. наук. Минск: БГУ, 1997. 17 с.

7. **Shapiro S.S., Wilk M.B.** An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*. 1965, Vol. 52, No. 3-4, pp. 591-611.

8. The 3rd Cerebral Autoregulation network meeting. Available at <http://www.neurosonology2013.pt/abstracts-online.htm>.

9. **Meel-van den Abeelen A.S.S., Simpson D.M., Wang L.J.Y., Slump C.H., Zhang R.,**

**Tarumi T., Rickards C.A., Payne S., Mitsis G.D., Kostoglou K., Marmarelis V., Shin D., Tzeng Yu., Ainslie Ph.N., Gommer E., Muller M., Dorado A.C., Smielewski P., Yelicich B., Puppo C., Liu X., Czosnyka M., Wang Ch., Novak V., Panerai R.B., Claassen J.A.H.R.** Between-centre variability in transfer function analysis, a widely used method for linear quantification of the dynamic pressure-flow relation: The CARNet study. *Med. Eng. Phys.* 2014. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.02.002>

#### СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРЕ

**ИВАНКОВ Алексей Александрович** – кандидат физико-математических наук, доцент кафедры прикладной математики Санкт-Петербургского государственного политехнического университета. 195251, Россия, г. Санкт-Петербург, Политехническая ул., 29

### **Ivankov A.A. THE SOFTWARE SYSTEM FOR REAL-TIME INVESTIGATION OF AUTOCONTROL MECHANISMS OF TRANSCRANIAL BLOOD CIRCULATION.**

The paper presents architecture and details of software implementation of a client-server system developed to investigate the hemodynamics in the brain in real-time mode. That is our own implementation of distributed registering, recording, an analysis of blood flow velocity (BFV), arterial blood pressure (BP). Input signals (BFV, BP) are treated as quasiperiodic stochastic processes. The analysis is performed by spectral methods of stochastic processes theory. FFT algorithm is in use to get spectra estimates. Modified Welch estimator is applied to evaluate consistent estimates of harmonics amplitudes. GUI is implemented in client software to display input signals and their estimates. The results of the software clinical testing in which course we studied the *M*-wave phenomenon are given.

CLIENT-SERVER ARCHITECTURE, GUI, HEMODYNAMICS INVESTIGATION, *M*-WAVE, ADAPTATION OF NON-PARAMETRIC WELCH METHOD, CONSISTENT ESTIMATE OF SPECTRA.

#### REFERENCES

1. **Semenyutin V.B., Aliev V.A., Bersnev V.P., Pattsak A., Kozlov A.V., Pak V.A.** Otsenka sostoyaniya mozgovogo krovoobrashcheniya s pomoshch'yu kross-spektral'nogo analiza spontannykh kolebanij sistemnoj i tserbral'noj gemodinamiki. *The Russian Journal of Neurosurgery*, 2008, No. 1, pp. 48-57. (rus).

2. **Smielewski P., Lavinio A., Timofeev I., Radolovich D., Perkes I., Pickard J.D., Czosnyka M.** ICM+, a flexible platform for investigation of cerebrospinal dynamics in clinical practice. *Acta Neurochir. Suppl*, 2008, No. 102, pp. 145-151.

3. Model-view-controller. Available at: <http://ru.wikipedia.org/wiki/Model-View-Controller>.

4. FFTw Home Page. Available at: <http://www.fftw.org>.

5. **Welch P.D.** The use of FFT for the estimation of power spectra. *IEEE Trans. Electroacoust*, 1967, Vol. 15, No. 2, pp. 70-73.

6. **Mirskaya E.I.** *Primenenie metoda Uelcha dlya postroyeniya sostoyatel'nykh otsenok spektral'nykh plotnostej mnogomernykh vremennykh ryadov.*

Avtoreferat dis. ... kand. fiz.-mat. nauk. Minsk, BGU, 1997. 17 p. (rus)

7. **Shapiro S.S., Wilk M.B.** An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*, 1965, Vol. 52, No. 3-4, pp. 591-611.

8. The 3rd Cerebral Autoregulation network meeting. Available at: <http://www.neurosonology2013.pt/abstracts-online.htm>.

9. **Meel-van den Abeelen A.S.S., Simpson D.M., Wang L.J.Y., Slump C.H., Zhang R., Tarumi T., Rickards C.A., Payne S., Mitsis G.D., Kostoglou K., Marmarelis V., Shin D., Tzeng Yu., Ainslie Ph.N., Gommer E., Muller M., Dorado A.C., Smielewski P., Yelicich B., Puppo C., Liu X., Czosnyka M., Wang Ch., Novak V., Panerai R.B., Claassen J.A.H.R.** Between-centre variability in transfer function analysis, a widely used method for linear quantification of the dynamic pressure-flow relation: The CARNet study. *Med. Eng. Phys.*, 2014. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.02.002>



**THE AUTHOR**

**IVANKOV Alexei A.**

*St. Petersburg State Polytechnical University*

29, Politehnicheskaya St., St. Petersburg, 195251, Russia.