

## ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В РАЗРАБОТКЕ МЕДИЦИНСКОГО АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ СИСТЕМЫ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ КРОВИ

А.С. Бессонов<sup>1</sup>, Ю.Ю. Колбас<sup>1</sup>, Д.Г. Лапштан<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Закрытое акционерное общество “Объединение “Исток ЭОС”, Москва

<sup>2</sup> Московский областной научно-исследовательский клинический институт  
им. М.Ф. Владимирского, Москва

Обсуждаются вопросы разработки медицинского аппаратно-программного комплекса, функционирующего на основе неинвазивных спектрофотометрических методов контроля параметров микроциркуляции крови. Рассматриваются используемые информационные технологии. Описываются компьютерные модели, созданные в процессе проектирования комплекса

*Ключевые слова:* аппаратно-программный комплекс, функциональная диагностика, параметры микроциркуляции крови, спектрофотометрические методы, информационные технологии, математическая модель, компьютерное моделирование, среда графического программирования LabVIEW

### Введение

Неинвазивная медицинская спектрофотометрия (НМС) – одно из новых, перспективных и многообещающих направлений развития современных неинвазивных оптических и лазерных методов диагностики системы микроциркуляции крови [1]. Медицинские приборы НМС уже в течение многих лет используются в клинической практике. Стандартными приборами уже стали пульсовые оксиметры, обеспечивающие измерение сатурации оксигемоглобина в артериальной крови и частоты пульса, лазерные доплеровские флоуметры, оптические тканевые оксиметры, измеряющие сатурацию оксигемоглобина в периферической смешанной крови, и т.д. [1, 2]. При этом стали появляться сообщения и о построении таких приборов по принципу виртуальных диагностических приборов и компьютерных диагностических измерительных систем [3]. Например, неинвазивный спектрофо-

тометрический тканевый оксиметр “Спектротест” с точки зрения своего программного обеспечения – виртуальный диагностический прибор, который измеряет такие параметры, как относительный индекс объемного уровня капиллярного кровенаполнения мягких биологических тканей и средний относительный уровень оксигенации (сатурации оксигемоглобина – StO<sub>2</sub>) крови микроциркуляторного русла [2]. Это дает определенные преимущества и позволяет свести время разработки такого прибора к минимуму.

Известны также и многоканальные классические приборы для изучения асимметрии и корреляции микроциркуляторных процессов в разных точках тела человека. Это одно-, двух- и многоканальные фотоплетизмографы [4], скажем фотоплетизмограф ФИПК-2К разработки МГТУ им. Н.Э. Баумана, аналогичные разработки МФТИ, фотоплетизмографический комплекс “Асгард”, являющийся, фактически, комбинированным 5-ка-

нальным фотоплетизмографом и пульсоксиметром, компьютерный фотоплетизмограф “Элдар”, предназначенный для оценки функции сосудистого эндотелия [5] и т.д.

Лазерные доплеровские приборы в последнее время стали выпускаться также многоканальными и на разные длины волн для диагностики разных иерархических уровней системы микроциркуляции крови [6]. Одним из таких комплексных приборов является прикроватный монитор МПР 6-03 “Тритон”, который предназначен для неинвазивного мониторинга гемодинамики, транспорта кислорода и метаболизма в системе микроциркуляции крови. Он также позволяет проводить пульсоксиметрию периферического кровообращения и измерять по нескольким каналам центральную и кожную температуру [7]. В самое последнее время на рынке стали появляться и высокочастотные ультразвуковые доплеровские системы (системы УЗИ), например “МИНИМАКС-ДОППЛЕР-К” [8], позволяющие проводить оценки скорости кровотока в мелких артериолах и венах, и комплекс “Ангиодин-М” для транскраниального, экстракраниального, периферийного и микрососудистого исследований кровотока [9].

Однако все перечисленные классические приборы имеют существенные недостатки, не позволяющие пока их использовать в полной мере для целей функциональной диагностики системы микроциркуляции крови. Например, системы УЗИ для доплерографии требуют ручного удержания датчика в контакте с телом пациента для получения качественной “картинки”, причем в строго определенном положении, вследствие чего пациент обычно обследуется лежа (или сидя) без возможности выполнения различных тестовых физических упражнений и движений, что очень важно для функциональных исследований.

Подобным неустрашимым недостатком обладают и лазерные доплеровские системы – приборы, снабженные оптоволоконными датчиками. Они очень чувствительны даже к малейшим движениям пациента (колебаниям оптоволоконка), которые сразу же приводят к большим артефактам в регистрируемых данных, что не позволяет проводить никакие динамические наблюдения из-за движений пациента. Отдельные одноканальные “карманные” пульсоксиметры, хотя и позволяют регистрировать артериальную сатурацию оксигемоглобина крови при небольших движениях пациента, не регистрируют тканевую сатурацию оксигемоглобина в смешанной

крови микроциркуляторного русла, динамику кровенаполнения венозного русла системы микроциркуляции и ряд других важных параметров, поэтому мало информативны.

И все указанные приборы, в том числе, имеют и такой существенный недостаток, как непосредственную связь прибора с пациентом в виде электрических проводов или оптических кабелей, что также не способствует проведению диагностики ни при выполнении пациентом тестовых физических упражнений, ни в особых условиях профессиональной деятельности летчиков, космонавтов и т.д., для которых проведение функционального мониторинга микроциркуляторных процессов имеет тоже очень важное значение.

Нашей задачей является создание аппаратно-программного комплекса (АПК) “Темотест-микро”, построенного на основе методов НМС, лишённого указанных недостатков и позволяющего исследовать различные параметры микрогемодинамики пациента в движении (бег, ходьба, приседания). Основная часть таких работ обычно приходится на разработку и изготовление аппаратно-программных модулей, осуществляющих связь между измерительными датчиками и цифровыми средствами обработки данных, а также на разработку и отладку конечных высокоуровневых медико-физических алгоритмов анализа и обработки совокупной диагностической информации. Современное развитие информационных технологий, таких как технологии виртуальных диагностических приборов и комплексных информационно-измерительных систем [3], позволяют существенно сократить временные и финансовые затраты на этапах разработки подобных систем.

В данной статье описаны основные методические принципы использования информационных технологий и методов математического моделирования применительно к разработке структуры АПК, аппаратных и программных его составляющих, а также применительно к задачам имитационного компьютерного моделирования составных частей комплекса.

## Материал и методы

Для реализации поставленных задач в рамках проводимой НИР нами использовался комплексный биотехнический подход [10]. С точки зрения измерительной техники данный АПК является информационно-измерительной

системой (ИИС), поэтому в своих работах мы применяли современные информационные технологии разработки ИИС, некоторые из которых рассмотрены ниже.

Реализацию комплексных методов функциональной диагностики системы микроциркуляции крови на современном этапе развития систем НМС обеспечивает следующий состав измеряемых параметров:

- 1) тканевая сатурация оксигемоглобина смешанной периферической крови  $StO_2$ , %;
- 2) объемное кровенаполнение в области обследования  $Vb$ , %;
- 3) артериальная сатурация оксигемоглобина  $СаO_2$ , %;
- 4) частота пульса PR, уд/мин;
- 5) кожная температура  $T$ , °C;
- 6) частота дыхания BR, ед/мин.

Кроме частоты дыхания, все перечисленные параметры должны измеряться отдельно и независимо для правой и левой частей тела человека, поэтому для таких измерений необходимы два отдельных канала тканевой оксиметрии (спектрофотометрии), два пульсовых оксиметра, два измерителя температуры и один измеритель частоты дыхания. Следует отметить, что все перечисленные средства измерений (СИ) по отдельности известны, изготавливались ранее и не требуют проведения новых научно-исследовательских работ для их создания. Часть из них может быть закуплена в готовом виде.

Детальный анализ состава измеряемых параметров и других медико-технических требований (МТТ), предъявляемых к АПК, показывает, что процессы сбора и обработки данных в данном случае достаточно сложны и требуют значительных аппаратных и программных ресурсов. Одних только СИ насчитывается семь единиц, и каждое из них требует специального управления, считывания измерительной информации и проведения вычислений в соответствии с определенными алгоритмами. Сложный процесс сбора и обработки данных в АПК требует его разделения на более простые процессы и распределения этих процессов между различными устройствами и программами. Для реализации такого подхода в настоящее время часто используются измерительные системы, основанные на одновременной работе нескольких микропроцессоров и микроконтроллеров, а также архитектура клиент-сервер. Эта методология и была реализована в нашей работе.

Моделирование измерительных процессов и конечных высокоуровневых алгоритмов обработки и анализа диагностической информации в АПК проводилось нами на основе построения физико-математической модели распространения света в светорассеивающих биологических тканях и средах. Использовался классический подход на основе теории переноса и рассеяния света в мутных средах и метод потоковых моделей Кубелки-Мунка.

## Разработка структуры АПК

Разделение АПК на клиентскую и серверную части было проведено нами еще на стадии формирования технического задания. Клиентская часть, реализуемая на управляющем персональном компьютере (ПК) клиента, должна запрашивать необходимый сервис. В ответ на этот запрос на сервере запускается сбор и предварительная обработка данных, результаты которых отсылаются клиенту, осуществляющему их обработку более высокого уровня. Сервер в рассматриваемом случае удобно назвать измерительным сервером. Его основными задачами является управление СИ, сбор данных, проведение их обработки и передача их клиенту.

Связь между клиентом и измерительным сервером осуществляется по стандартному компьютерному интерфейсу. Наиболее удобными среди них для целей функциональной диагностики являются беспроводные интерфейсы (БПИ), обеспечивающие мобильность и независимость от кабельных линий связи. Мобильность связи и портативность измерительного сервера для создаваемого АПК является необходимостью, т.к. во время функциональной диагностики пациент, будучи подключенным к аппаратуре, может выполнять тестовые физические упражнения. Среди современных БПИ следует выделить наиболее распространенные стандартные интерфейсы Bluetooth (IEEE 802.15.1) и Wi-Fi (стандарт IEEE 802.11). В первом случае создается соединение "точка-точка", а во втором случае при необходимости возможно многоточечное соединение.

Измерительный сервер (рис. 1) имеет радиальную топологию. В центре сервера расположен контроллер (или компьютер) сбора данных – КСД. К его портам с помощью стандартных интерфейсов USB, RS-232 или Ethernet подключены СИ, в состав которых вошли правый и левый спектрофотометрические анали-



Рис. 1. Структурная схема аппаратно-программного комплекса "Гемотест-микро"

заторы СФАп, СФАл, правый и левый пульсовые оксиметры ПОп, ПОл, правый и левый измерители кожной температуры ИТп, ИТл и измеритель частоты дыхания ИД. Для подключения клиентской части имеется порт беспроводного интерфейса ПБПИ 1. В составе клиентской части имеется управляющий ПК, оснащенный портом беспроводного интерфейса ПБПИ 2.

### Особенности разработки аппаратной части АПК

Современные СИ являются цифровыми программируемыми устройствами и строятся с использованием программируемых логических интегральных схем, микропроцессоров и микроконтроллеров. Для связи с контроллерами более высокого уровня или сетями измерительных устройств у них имеются стандартные цифровые интерфейсы (USB, RS-232, RS-485 и др.). Взаимодействие между контроллером или компьютером и СИ осуществляется путем подачи команды и получения отклика, содержащего запрашиваемую информацию. Системам на многих микроконтроллерах или микропроцессорах свойственна иерархичность. Рассматриваемый АПК имеет три уровня иерархии. На нижнем уровне находятся микроконтроллеры СИ, на среднем – КСД, а высший уровень образует ПК клиента. Связь между уровнями, как уже отмечалась, осуществляется с помощью

проводных и беспроводных стандартных интерфейсов.

Для построения ИИС широко используется принцип модульности, когда аппаратная часть системы в соответствии с поставленными измерительными задачами создается из готовых унифицированных модулей, входящих в серию определенного типового состава и выпускаемых различными фирмами-производителями [10, 11]. Такой подход применим и к медицинским диагностическим системам, и вполне возможна разработка серии отдельных измерительных модулей для задач, решаемых с помощью НМС. Модульное построение особенно эффективно на стадии проведения НИР, во время которой требуется максимально быстро создать необходимую аппаратную часть, чтобы на ее основе провести исследования, разработать методы диагностики, алгоритмы сбора и обработки данных, опробовать их и т.п. Если же затем принимается решение о проведении ОКР и о разработке серийного образца ИИС, то в этом случае возможна разработка уникального решения, более подходящего для тиражирования.

Поэтому при разработке макета медицинского АПК "Гемотест-микро" в первую очередь анализировалась возможность использования готовых измерительных модулей. В результате пульсовые оксиметры, датчики дыхания и накожной температуры были выбраны стандартными и закуплены [12, 13]. В качестве КСД предполагается использовать одноплатный компьютер промышленного качества. Однако СФА пришлось разрабатывать самостоятельно, хотя этот процесс и был облегчен благодаря известной идеологии и схемотехнике НМС-прибора "Спектротест" [3].

### Особенности разработки программной части АПК

Программное обеспечение ИИС, используемых для научных исследований, разрабатывается сегодня, как правило, на высоком уровне программирования. Использование технологий так называемых виртуальных приборов, готовых программных объектов, модулей и библиотек функций в сочетании со средствами графического программирования LabVIEW [14] позволяет за короткое время создать необходимые приложения пользователя, способные решать поставленные перед измерительной си-

стемой задачи. Эти современные программы создаются в стиле объектно-ориентированного программирования и им также свойственно модульное построение. Соответственно, программа клиента АПК (рис. 2) тоже имеет модульное построение и содержит в своем составе интерфейсный модуль, модуль обработки данных, модуль интерфейса пользователя, модуль взаимодействия с базой данных и модуль формирования протокола. Назначение большинства программных модулей понятно из их названий.

Программа клиента АПК работает в нескольких режимах взаимодействия с серверной частью АПК. Функциональная диагностика осуществляется в режиме измерений, в котором производится сбор и обработка данных со всех СИ. Другие режимы можно назвать вспомогательными. Режим калибровки необходим только для СФА. В режиме настройки к КСД подключается только одно СИ по выбору. Нужный режим работы программы клиента устанавливается с помощью графического интерфейса пользователя.

Как видно на структурной схеме, программа клиента нашего АПК использует функциональные возможности такого программного продукта, как MS Office. Благодаря так называемой автоматизации ActiveX [14] она автоматически генерирует протокол формата тексто-

вого редактора MS Word, ставшим стандартом мирового уровня. Полученный протокол содержит графику и таблицы с результатами диагностики, которые могут быть легко выведены и представлены в удобном и понятном врачу виде в среде MS Office. В качестве СУБД используется MS Access. Совместная работа программ ИИС с распространенными программными продуктами MS Office является характерной особенностью современных разработок. Преимущества данного подхода очевидны, поэтому они нашли свое отражение и в нашей разработке программы клиента АПК.

### Компьютерное моделирование измерительных процессов

Компьютерное имитационное моделирование измерительных процессов в настоящее время производится в большинстве НИР, связанных с проектированием новых электронных устройств и систем, с исследованием свойств какого-либо объекта, с измерением значений физических величин, со сбором и обработкой данных и т.п. Оно становится сегодня важнейшим следующим этапом после разработки физико-математических моделей процесса и часто называется вычислительным экспериментом [14], проведение которого позволяет делать выводы не только об ожидаемых характеристиках объекта моделирования, но и о пригодности разработанных моделей. Кроме того, такое моделирование в ряде случаев, как показывают последние публикации, позволяет грамотно формулировать, обосновывать и уточнять конкретные МТТ к разрабатываемому СИ, в том числе в области НМС [15, 16].

Компьютерное моделирование часто осуществляется в математических пакетах (средах) – MathCAD, MATLAB, Maple и др. Однако мы использовали среду LabVIEW, поскольку она универсальна и позволяет с высокой эффективностью проводить и разработку программного обеспечения СИ, и разнообразное физико-математическое моделирование процессов измерений. Для этого в состав среды LabVIEW входят соответствующие средства, библиотеки и подпрограммы [14]. Конечно, моделированию должны подвергаться системы или их составные части только в случае, если это необходимо. В рассматриваемом нами случае такая необходимость отсутствовала для компонентов АПК, приобретенных в готовом виде, и имелась

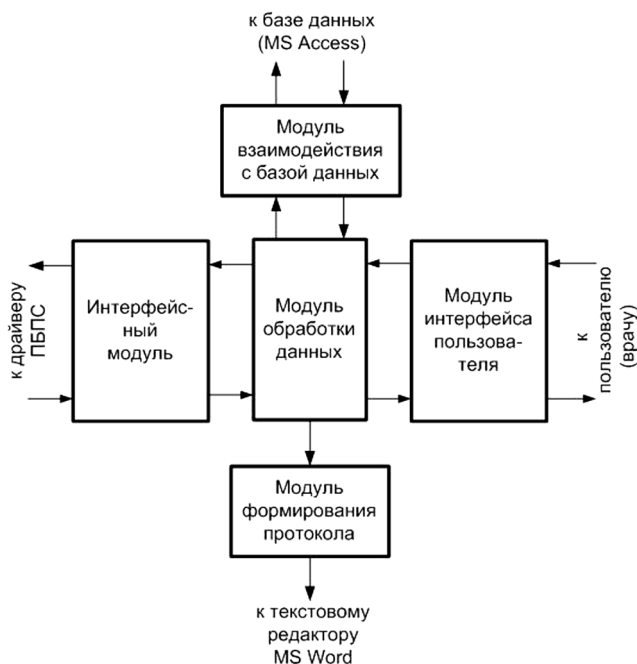


Рис. 2. Структурная схема программы клиента

для СФА и измерительного сервера. Эти модели, принадлежащие к различным видам имитационных моделей, и рассмотрены вкратце ниже.

### Компьютерная модель измерительного канала СФА

Компьютерные модели измерительных каналов (ИК) ИИС, построенные с помощью технологии виртуальных приборов [17, 18], создаются с целями разработки и отладки алгоритмов функционирования СИ при изменении входных величин в пределах установленных диапазонов, а также для оценки метрологических характеристик СИ. Исходными данными моделей ИК являются математические модели объекта измерений, СИ (измерительных преобразователей) и блоков обработки данных, работающих в соответствии с определенными алгоритмами. Для АПК “Гемотест-микро” такие модели были созданы для каждого измерительного канала (пары идентичных каналов “левый–правый”).

Рассмотрим для примера модель ИК СФА – оптического тканевого оксиметра АПК для определения параметра  $StO_2$ . Она была построена на принципах моделирования прямых и обратных фотометрических задач в теории рассеяния света в мутных средах [15]. Рассматривалась классическая фотометрическая задача освещения образца материала, в данном

случае фрагмента биологической ткани или биологического объекта (БО), узким пучком монохроматического оптического излучения мощностью  $F_0$  от лазерного источника света (рис. 3). Поток  $F_0$ , проникая в биоткань, претерпевает внутри нее за счет неоднородности ее анатомической и клеточной структуры многократные рассеяния и переотражения, вследствие чего кроме прошедшего БО насквозь направленного (прошедшего) потока  $F\tau_n$  образуются диффузно рассеянный, прошедший БО насквозь, поток излучения  $F\tau_o$  и рассеянный в обратном направлении (обратно рассеянный) диффузный поток  $F\rho_o$ , выходящий наружу БО с его фронтальной поверхности.

Внутри БО часть потока излучения  $F_a$  поглощается хромофорами (гемоглобином) биоткани, так что можно для данного процесса записать основное фотометрическое уравнение баланса энергии:

$$F_0 = F_{\rho_o} + F_a + F_{\tau_n} + F_{\tau_o} \tag{1}$$

Разделив левую и правую части (1) на  $F_0$ , вводя соответствующие обозначения для фотометрических коэффициентов, получим для них основное энергетическое уравнение связи:

$$1 = r_o + a + t_n + t_o, \tag{2}$$

где  $\rho_o = F_{\rho_o} / F_0$ ,  $a = F_a / F_0$ ,  $\tau_n = F_{\tau_n} / F_0$  и  $\tau_o = F_{\tau_o} / F_0$  называются в фотометрии соответственно коэффициентом обратного рассеяния света, коэффициентом поглощения излучения, коэффициентом направленного пропускания и коэффициентом диффузного пропускания (прямого рассеяния) излучения. В сумме коэффициенты обратного рассеяния и прямого рассеяния (диффузного пропускания) образуют интегральный коэффициент рассеяния  $s$  для данного БО [15]:

$$\rho_o + \tau_o = s. \tag{3}$$

Аналогично в сумме коэффициенты диффузного и направленного пропускания образуют суммарный (или интегральный) коэффициент пропускания  $\tau$ :

$$\tau_o + \tau_n = \tau. \tag{4}$$

Основная задача методики измерений формулируется на языке фотометрии теперь так. По результатам измерений  $\rho_o$ ,  $\tau_o$  и  $\tau_n$  на разных длинах волн  $\lambda$  определить (вычислить) коэффициент  $a$  как функцию этих длин волн. Далее через  $a(\lambda)$  определяется вклад в поглощение разных

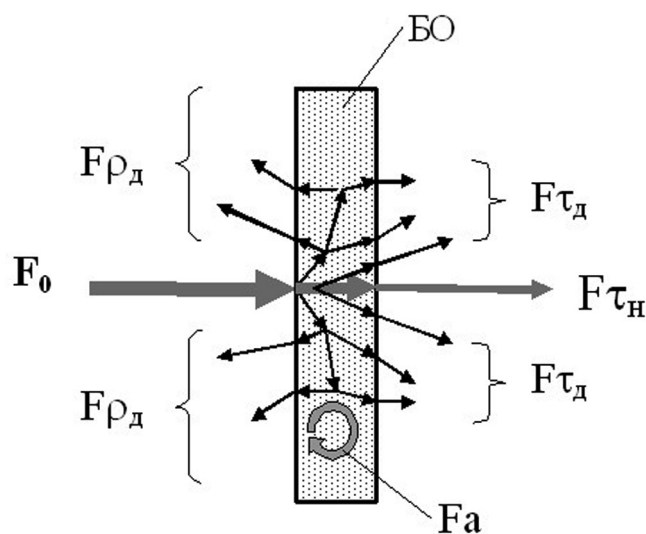


Рис. 3. Основные фотометрические процессы в биоткани при ее освещении потоком излучения  $F_0$

фракций гемоглобина (оксигемоглобина ( $\text{HbO}_2$ ) и дезоксигемоглобина ( $\text{Hb}$ )), а отношение содержащих фракций оксигемоглобина к сумме фракций окси- и дезоксигемоглобина в периферической смешанной крови в процентах дает параметр функциональной тканевой сатурации оксигемоглобина в крови ( $\text{StO}_2$ ) [19, 20]:

$$\text{StO}_2 = \frac{C_{\text{HbO}_2}}{C_{\text{HbO}_2} + C_{\text{Hb}}} \cdot 100 \%, \quad (5)$$

где  $C_i$  – концентрация соответствующих фракций гемоглобина в крови.

Поскольку для большинства участков тела человека поток проходящего насквозь излучения весьма мало, менее 1 %, часто в формулах (2)–(4) величинами  $\tau_o$  и  $\tau_n$  можно пренебречь. Это позволяет проводить измерения в канале СФА только с фронтальной поверхности биоткани, определяя лишь коэффициент обратно рассеянного диффузного излучения  $\rho_o$ . Измерения проводятся относительным методом сравнением данных измерений с БО и с рабочими имитационными мер (РИМ) [21], которые определяются на этапе калибровки прибора. Эти же показания с РИМ удобно использовать для тестирования и настройки прибора, т.е. они входят сразу и в состав его метрологического обеспечения.

Описанные выше математическая модель измерительных процессов и процедура измерений были реализованы для нашего АПК в виде отдельного модуля программы LabVIEW. Эта программа позволила, меняя значения оптических свойств БО, осуществить уже на первых этапах разработки АПК “Темотест-микро” проверку работоспособности всех вычислительных алгоритмов, используемых в нем для сбора и обработки данных. При неудовлетворительном результате моделирования принималось решение о доработке измерительных процедур и вычислительных алгоритмов.

### Имитационная модель измерительного сервера

Имитационная модель измерительного сервера может быть названа аппаратно-программной, поскольку она объединяет в единое целое и программу, и ПК с портом связи, реализующий заданный БПИ. Этот компьютер может подключаться к клиенту и играть роль измерительного сервера, принимая и выдавая данные в соответствии с разработанным про-

токолом. Выдаваемые данные могут браться из заранее сформированных эталонных массивов, не содержащих ошибок и соответствующих типовому протеканию процесса измерений (диагностики).

Аппаратно-программная модель может заменять одну или несколько отсутствующих составных частей ИИС в процессе ее создания. Это необходимо, например, для того, чтобы можно было осуществлять разработку других составных частей системы, в то время как моделируемая часть еще не готова или недоступна по другой причине. В нашем случае наличие имитационной модели сервера позволяет разрабатывать и отлаживать программное обеспечение клиентской части без объекта исследования, СИ и контроллера второго уровня. Это делает возможным распараллеливание процессов разработки различных составляющих системы, что приводит к сокращению сроков проведения этих работ.

Поскольку имитационные модели работают в соответствии с теоретической моделью разрабатываемой системы, их также можно отнести к средствам тестирования. С их помощью можно отлаживать алгоритмы обработки данных, проверять каналы связи между частями системы, протокол их взаимодействия, правильность функционирования программного обеспечения, включая обработку высокого уровня, работу с базой данных и формирование отчетов и протоколов. Имитационная модель измерительного сервера нашего АПК (рис. 4, 5) осуществляет в соответствии с разработанным протоколом обмена взаимодействие между клиентской и серверной частями АПК. Моделируются режимы измерений, калибровки и настройки. В то время как измерительный сервер еще не был изготовлен, применение имитационной модели позволило практически полностью осуществить отладку протокола взаимодействия частей системы и разработку программного обеспечения клиентской части, включая базу данных и модуль формирования протокола формата MS Word.

Удаленное управление моделью осуществляется от клиента. При подаче команды перехода в режим измерений (рис. 4) меняется состояние модели “Ожидание команды” на состояние “Измерения” и начинается программная генерация данных, представляющих собой параметры микроциркуляции крови (см. список выше). Данные разбиваются на байты и передаются по БПИ клиенту. Режим завершается либо по желанию клиента путем подачи соответствующей команды, либо по завершению передачи всех массивов

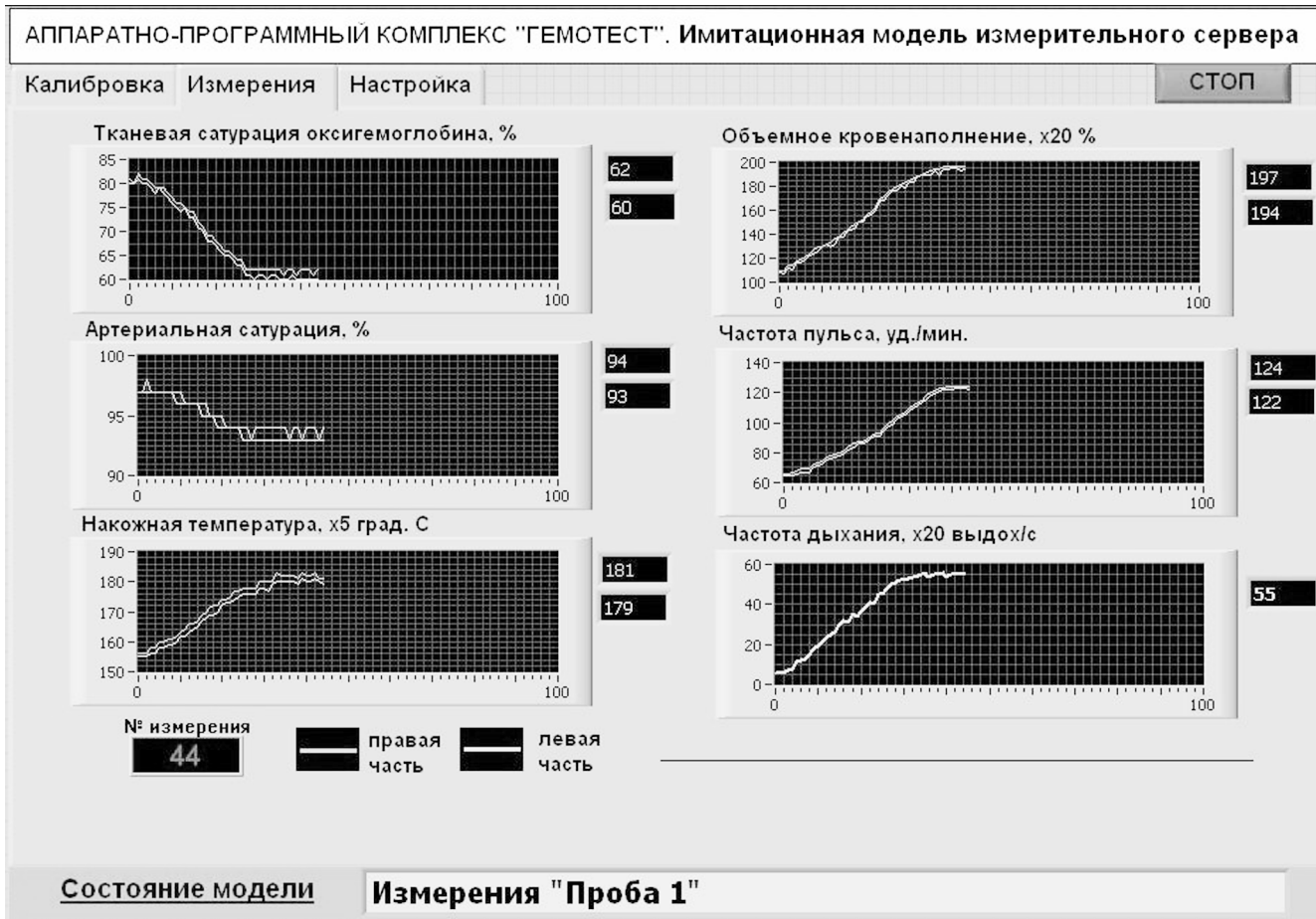


Рис. 4. Интерфейс пользователя имитационной модели измерительного сервера, работающего в режиме измерений

данных. При подаче команды перехода в режим настройки и подрежим работы, например, с правым СФА, появляется экран, показанный на рис. 5. В этом случае клиенту передаются сигналы, поступающие от спектрофотометрического датчика, а также рассчитанные по ним значения тканевой сатурации оксигемоглобина  $StO_2$ , объемного кровенаполнения  $Vb$  и содержания воды  $Wa$ . Прекращение моделирования также происходит по инициативе клиента.

### Результаты и обсуждение

К моменту написания данной статьи нами была уже разработана проектная документация и оценена трудоемкость создания АПК. Можно однозначно утверждать, что использование современных информационных технологий упростило поставленные задачи, избавило от многих

возможных ошибок и в значительной мере гарантировало положительный результат. Компьютерная модель ИК СФА позволила произвести разработку алгоритмов обработки данных, функциональных и принципиальных схем этого СИ без создания макета канала "в железе". Благодаря аппаратно-программной модели измерительного сервера был создан и отлажен протокол взаимодействия клиентской и серверной частей, а также начальная версия программного обеспечения клиента, включая основную программу и базу данных. Безусловно, полностью рабочая версия этой программы будет создана только после подключения реального измерительного сервера.

Работы текущего этапа, описанные в данной статье, касаются, в основном, разработки и изготовления измерительного сервера, его конструкции и программного обеспечения, а также программы клиента. Аппаратная часть СФА





Рис. 5. Интерфейс пользователя имитационной модели измерительного сервера, работающего в режиме настройки правого спектрофотометрического анализатора

изготавливается и отлаживается отдельно. Готовые другие СИ просто закупаются и подключаются к компьютеру. После изготовления сервера и его состыковки с клиентом в соответствии с техническим заданием должна начаться другая стадия НИР – испытания АПК. Планируемый срок окончания всей научно-исследовательской работы – ноябрь 2012 года. С момента начала НИР (март 2011 г.) с использованием описанных современных информационных технологий всего за 5 месяцев удалось полностью разработать всю структурную схему АПК, разработать и отладить основное его информационное и программное обеспечение, а также все основные алгоритмы сбора и обработки данных. Преимущества такого подхода в медицинской физике измерений и в медицинском приборостроении в целом нам кажутся сегодня неоспоримыми.

Проект создания АПК “Гемотест-микро” был поддержан на конкурсной основе Министерством образования и науки Российской Федерации (госконтракт № 16.512.11.2003 от 10 февраля 2011 года).

### Список литературы

1. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г. Перспективы развития неинвазивной спектрофотометрической диагностики в медицине. // Мед. техника, 2003, № 4, С. 31–36.
2. Афанасьев А.И., Рогаткин Д.А., Сергиенко А.А., Шумский В.И. Новое поколение приборов неинвазивной спектрофотометрии: оптический тканевый оксиметр и анализатор объемного кровенаполнения мягких биологических тканей “Спектротест”. // Доктор.ру, 2007, № 4, С. 45–47.

3. Бессонов А.С., Колбас Ю.Ю., Рогаткин Д.А. Виртуальные диагностические приборы в медицинской неинвазивной спектродетекции. // Технологии живых систем, 2007, 4, № 1, С. 50–57.
4. Илясов Л.В. Биомедицинская измерительная техника. Учеб. пособие для вузов. – М.: Высшая школа, 2007, 342 с.
5. www.eliman.ru
6. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови. Под ред. А.И. Крупаткина и В.В. Сидорова. – М.: Медицина, 2005.
7. www.triton.ru
8. Петрищев Н.Н., Васина Е.Ю. Способ определения реактивности сосудов микроциркуляторного русла и вазомоторной функции эндотелия с использованием высокочастотной доплерографии. Медицинская технология. ГОУ ВПО СПГМУ им. И.П. Павлова, 2009.
9. www.valenta.spb.ru
10. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г. Комплексный биотехнический подход на этапе идейно-технического проектирования многофункциональных диагностических систем для медицинской неинвазивной спектродетекции. // Биомед. технологии и радиоэлектроника, 2008, № 8–9, С. 89–97.
11. Денисенко В.В. Компьютерное управление технологическим процессом, экспериментом, оборудованием. – М.: Горячая линия-Телеком, 2009, 608 с.
12. www.microlux.ru
13. www.med-datchiki.ru
14. Тревис Дж., Кринг Дж. LabVIEW для всех. Пер. с англ. 4-е издание, перераб. и доп. – М.: ДМК Пресс, 2011, 904 с.
15. Рогаткин Д.А., Бессонов А.С., Колбас Ю.Ю. Фотометрическая методика для определения оптических характеристик сильно рассеивающих биологических тканей. // Мед. физика, 2010, № 1, С. 70–76.
16. Дунаев А.В., Жеребцов Е.А., Рогаткин Д.А. Методы и приборы неинвазивной медицинской спектродетекции: пути обоснования специализированных медико-технических требований. // Приборы, 2011, № 1(127), С. 40–48.
17. Евдокимов Ю.К., Линдваль В.Р., Щербаков Г.И. LabVIEW для радиоинженера: от виртуальной модели до реального прибора. Практическое руководство для работы в программной среде LabVIEW. – М.: ДМК Пресс, 2007, 400 с.
18. Бессонов А.С. Компьютерное моделирование оптико-электронных систем с использованием технологии виртуальных приборов. // Приборы, 2011, № 1 (127), С. 17–25.
19. Рогаткин Д.А., Колбас Ю.Ю. Диагностическое устройство для измерения физико-биологических характеристик кожи и слизистых оболочек in vivo. Патент РФ № 2234853 от 26.12.2002., Бюлл. №24/04.
20. ГОСТ Р ИСО 9919-99: Оксиметры пульсовые медицинские. Технические требования и методы испытаний. – М.: Госстандарт РФ, 2000.
21. Рогаткин Д.А., Дунаев А.В., Лапаева Л.Г. Метрологическое обеспечение методов и приборов неинвазивной медицинской спектродетекции // Мед. техника, 2010, № 2(260), С. 30–37.

#### INFORMATION TECHNOLOGIES IN DEVELOPMENT OF THE MEDICAL HARDWARE-SOFTWARE SYSTEM FOR FUNCTIONAL DIAGNOSTICS OF THE BLOOD MICROCIRCULATION SYSTEM

A.S. Bessonov<sup>1</sup>, Yu.Yu. Kolbas<sup>1</sup>, D.G. Lapitan<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Closed Joint-Stock Company "Association" Istok EOS, Moscow

<sup>2</sup> M.F. Vladimirsky Moscow Regional Research and Clinical Institute "MONIKI", Moscow

Problems of development of the medical hardware-software system functioning on a basis of noninvasive medical spectrophotometric methods of monitoring of blood microcirculation parameters are discussed. Used information technologies are considered. The computer models created during designing of a system are described.

*Key words:* hardware-software system, functional diagnostics, blood microcirculation parameters, spectrophotometric methods, information technologies, mathematical model, computer simulation, graphic programming environment LabVIEW

E-mail: [didugan4@mail.ru](mailto:didugan4@mail.ru)