

И.С. Явелов

ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ПУЛЬСОВЫХ ВОЛН

Аннотация

Приведены данные о возможностях нового поколения аппаратуры для сфигмографии высокого разрешения на основе специальных волоконно-оптических датчиков. Благодаря оригинальной конструкции и алгоритмам разработки сигнала, удается надежно и с минимальным уровнем шума получать информацию о тонкой структуре пульсовых волн давления в артериях конечностей.

Описаны разработанные в ИМАШ РАН новые волоконно-оптические датчики кардиомеханосигналов, а именно датчики пульсовых волн (ПВ) и вибросигналов сердца. Рассмотрены также датчики с воздушной трансмиссией на основе головки фонендоскопа.

Важную роль в профилактике и лечении сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) играет мониторинг параметров сердца и сосудов, причем не только при лечении данных заболеваний, но и на этапе донологических массовых обследований (скрининга) населения. Одним из большого количества современных методов исследования ССЗ является сфигмография, в основе которой лежит получение сигнала, отражающего изменение пульсовой волны давления в сосуде неинвазивным способом.

Развитие сфигмографии связано с совершенствованием датчиков пульсовой волны, методов ее обработки, изменением представлений о гемодинамике и свойствах сердечно-сосудистой системы.

В 1986 году появились сообщения о применении для исследования пульсовой волны тензорезистивных датчиков фирмы «Millars instruments» (Техас, США). Первоначально эти датчики вставлялись в катетеры-зонды для инвазивных измерений давления в сосудах (тонометр «Millars instruments SPC-454Д»). Впоследствии этот датчик был приспособлен для неинвазивных измерений колебаний артериальной стенки сосудов и способствовал развитию современной области кардиодиагностики, получившей название «апланационная тонометрия» [1].

Австралийская компания «AtCor Medical» создала на основе датчика «Millars instruments» технологию «SphygmoCor» и программно-аппаратный комплекс для реализации контурного анализа пульсовой волны. Новый метод, предложенный «AtCor Medical», позволяет на основе модельных представлений восстановить по пульсовой волне лучевой артерии давление в аорте, а также определить степень ригидности магистральных артерий.

Технология «SphygmoCor» позволила исследовать глубже процессы формирования пульсовой волны как центрального, так и периферийного пульса и на сегодняшний день является золотым стандартом в мировой кардиодиагностике.

На базе датчика фирмы «Millars instruments» сингапурская компания «Helth STATS» создала серию приборов «VPro», о чем появились сообщения в 2008 году.

Альтернативной разработкой для анализа пульсовой волны является устройство, выпускаемое фирмой «OMRON» (Япония), – NEM-9000 AI. Оно предназначено для непрерывной регистрации и анализа артериосфигмограмм и артериального давления. На чувствительной площадке имеется матрица из 40 датчиков, воспринимающих пульсовую волну. При этом исключаются проблемы поиска пульсирующей артерии, так как площадка с датчиками велика и заведомо перекрывает активную зону. В целом прибор NEM-9000 AI функционально эквивалентен разработке «SphygmoCor» и «VPro», хотя, с точки зрения позиционирования датчика пульсовой волны, решен более совершенным способом. Известны также попытки определить артериальное давление по пульсовой волне [2].

В настоящей статье описывается отечественная аппаратура, созданная в Институте машиноведения им. А.А. Благонравова Российской академии наук (ИМАШ РАН) на основе волоконно-оптических датчиков-зондов. Аппаратура ИМАШ РАН предназначена для исследования пульсовых волн и механосигналов сердца и является результатом более чем 30-летней работы коллектива по внедрению данного направления сенсортехники.

Новый метод регистрации пульсовой волны и вибросигналов сердца основан на применении волоконно-оптических амплитудных преобразователей с параметрически надежными жгутами волокон. Принцип измерения колебаний артериальной стенки – механический, следовательно, метод измерения относится к механопульсографии. С помощью колеблющейся металлической мембраны или консоли модулируется световой поток волоконно-оптического преобразователя, и через оптоэлектронный блок и аналого-цифровой преобразователь сигналы поступают в компьютер [3]-[5].

На *рис. 1а, б* представлены миниатюрные волоконно-оптические датчики, позволяющие неинвазивным методом получить сигнал неискаженной пульсовой волны.

Частотные характеристики по полосе пропускания датчика – 0...200 Гц, вторичного тракта – 0,3...20 Гц. Высокое пространственное разрешение обусловлено достаточной чувствительностью датчика и локальностью измерения пульсаций (диаметр пелота 3 мм).

Принцип работы датчиков основан на модуляции светового потока за счет движения чувствительных механических элементов (мишеней) относительно торца световодов синхронно с колебаниями сосудистой стенки.

По конструктивному исполнению датчики отличаются геометрией чувствительного механического элемента, конфигурацией измерительной оси и способом крепления датчика. Датчик на *рис. 1а* в качестве чувствительного элемента имеет закрепленную в корпусе 1 металлическую мембрану 2, к которой прикреплен пелот 3, примыкающий к колеблющейся артерии. С внутренней стороны мембраны с помощью компаунда закреплен волоконно-оптический коллектор 5, регистрирующий с помощью светового потока колебания мембраны. Датчик имеет вытянутый в осевом направлении конструктив без поворота измерительной оси и позиционируется и удерживается рукой.

Чтобы обеспечить возможность ставить одновременно второй датчик пульсовой волны (это необходимо при исследовании скорости распространения пульсовой волны), была разработана более удобная радиальная конструкция (*рис. 1б*), в которой возможно крепление датчика с помощью гибкого или жесткого элемента (браслета) без удержания рукой.

Здесь чувствительным элементом является консоль 6, в середине которой закреплен пелот 7, а на конце расположено зеркало-мишень 8. В корпусе 9 закреплен волоконно-оптический коллектор 11. Крышка 10 имеет выступ, удобный для позиционирования и крепления датчика в браслете или резиновой манжете. Благодаря консоли измерительная ось поворачивается на 90° и световоды имеют радиальный выход. Пелот колеблется относительно корпуса вместе с артериальной стенкой, к которой прижат датчик. Колебания передаются зеркалу, которое движется на удаление от торца световодов, поэтому сигнал пульсовой волны имеет обратный знак по отношению к датчику предыдущей конструкции. В остальном сигналы датчиков совпадают.

Кроме пульсовых волн, несущих информацию о потоке крови, для целей неотложной кардиодиагностики традиционно применяются фонендоскоп и стетоскоп, с помощью которых врачи прослушивают акустические отклики, сопровождающие работу сердца и легких. В результате научно-исследовательских работ был предложен **волоконно-оптический фонендоскоп (оптофон-фонендоскоп)**, представленный в разрезе на *рис. 1в*. В его основе

лежат мембранные датчики с пленочной мембраной. На *рис. 1в*: 13 – чашечка фонендоскопа; 14 – гибкий шланг; 15 – мембранный корпус; 16 – защитный кожух; 17 – защитная капсула; 18 – волоконно-оптический зонд. Высокая чувствительность оптофонов позволяет применять их для регистрации динамических процессов и низкочастотных акустических волн (инфразвука). В частности, были зарегистрированы низкочастотные колебания воздуха в чашечке фонендоскопа, расположенного на поверхности грудной клетки человека в области вибраций, создаваемых сердечной мышцей. Таким образом, оптофон-фонендоскоп обладает широкой полосой пропускания сигналов и может применяться как в зоне инфразвука (заменяя апекс-кардиограф), так и в зоне звука, являясь фонокардиографом.

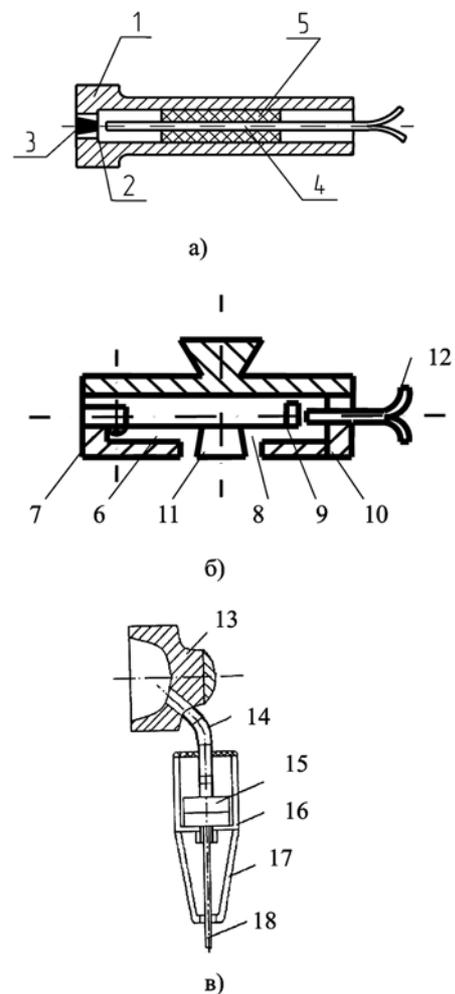


Рис. 1. Типы датчиков кардиомеханосигналов (КМС): а) мембранного типа с осевым расположением световодов; б) консольного типа с радиальным расположением световодов; в) волоконно-оптический оптофон – фонендоскоп (стетоскоп)

На основе описанных датчиков кардиомеханосигналов был создан ряд мобильных приборов с условным названием «Пульс» [6]-[8]. Основные его модификации адресованы практическим врачам –

кардиологам и терапевтам. Прибор «Пульс» за длительную историю своего развития прошел значительную эволюцию, следуя за развитием компьютерной техники.

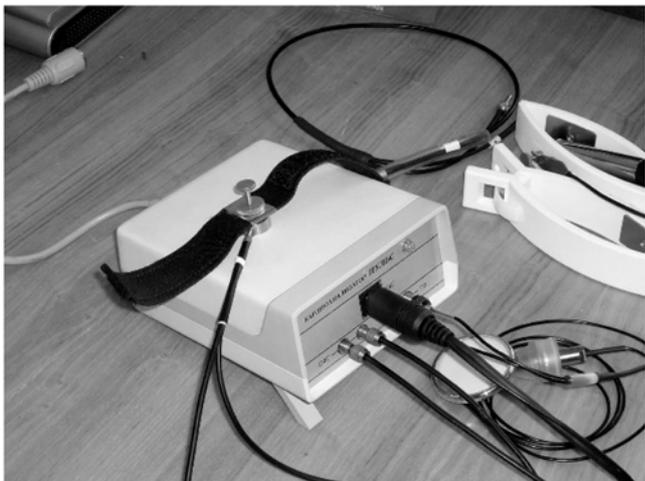


Рис. 2. Анализатор «Пульс»

На рис. 2 показан один из последних вариантов прибора «Пульс», обеспечивающий четырехканальный съем информации с развязкой через USB-разъем на компьютер. Он имеет два оптоэлектронных канала для датчиков пульсовой волны или фонендоскопа, один канал ЭКГ (отведение рука-рука) и один канал – кнопку для запуска прибора на запись результатов в файл рукой пациента, благодаря чему руки врача свободны для установки датчиков. Большими достоинствами прибора являются возможность одновременного многоканального съема кардиоинформации с изучением сигналов в разных регионах кровотока, а также возможность исследования скорости пульсовой волны. Фактически возможности нового поколения аппаратуры позволяют говорить о **сфигмографии высокого разрешения**, в которой благодаря оригинальной конструкции датчиков и алгоритмам

обработки сигнала удается надежно и с минимальным уровнем шума получать информацию о тонкой структуре пульсовых волн давления в артериях конечностей. Возможно также в автоматическом режиме проведение детального контурного анализа пульсовых волн в артериальных сосудах, в том числе и при длительном мониторинге. На клинических примерах была показана перспективность использования новых автоматически рассчитываемых индексов пульсовых волн, характеризующих тонус периферических сосудов. Это открывает возможность для совершенствования методов оперативного получения диагностической информации о состоянии сердца и сосудов пациента, в том числе о тоне как магистральных, так и периферических артерий. Образец двухканальной съемки приведен на рис. 3.

Наработки, полученные на приборе «Пульс», позволяют на основе многоканальной регистрации рассматривать взаимосвязь периферических и центральных пульсовых волн, например с лучевой и сонной артериями (см. рис. 4). Здесь показаны в одном масштабе времени пульсовые волны пациента (мужчина 60 лет со статусом «гипертоник 1 степени»). Характерной особенностью является наличие фазового сдвига, обусловленного разностью пути пульсовой волны до мест расположения датчиков. Соответственно, зная разность хода пульсовой волны, можно определить ее скорость в данном регионе сосудистого русла. Это дает возможность дополнительного обследования тех регионов, которые потенциально могут быть причиной патологических отклонений в случае, например, конкретных жалоб пациента.

Ориентируясь на длительный опыт наблюдений и большое количество примеров для сравнения пульсовых волн различных пациентов в основном с лучевой артерией, можно сказать, что несмотря на многообразие их форм, пульсовым волнам свойственны определенные характерные изменения, зависящие как от возраста и сохранности сердечно-

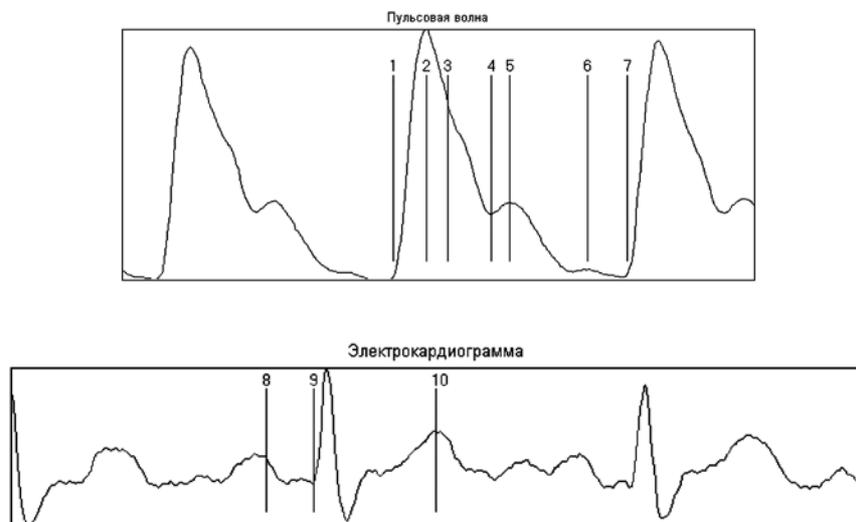


Рис. 3. Расстановка маркеров на сигналах ПВ и ЭКГ

сосудистой системы, так и от различного состояния данного человека в его конкретном возрасте.

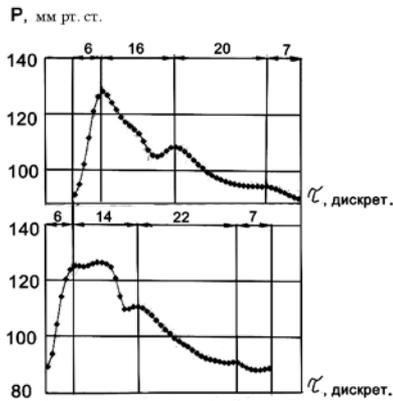


Рис. 4. Пульсовые волны, синхронно снятые с лучевой (сверху) и сонной (снизу) артерий с разметкой длительности событий. 1 дискрета соответствует 0,019 с

Рассмотрим пульсовые волны, снятые на лучевой артерии датчиком пульсовой волны описанного выше типа (на волоконной оптике). Волны реконструированы в один масштаб по вертикали для анализа типовых изменений. На рис. 5 схематически отображены пульсовые волны в случаях: а) исходного состояния; б) после физической нагрузки (20 приседаний); в) при повышении давления.

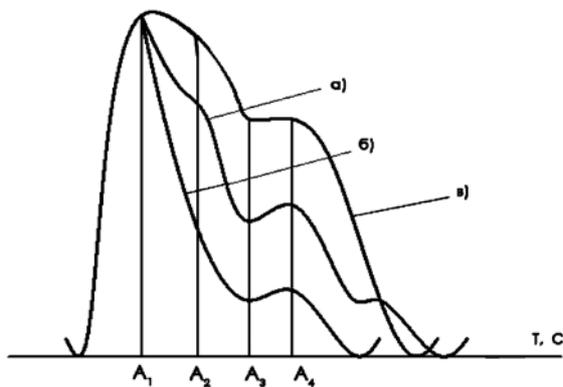


Рис. 5. Реконструкция пульсовых волн в одном масштабе по вертикали (гипертонии)

Необходимо отметить, что возрастающий фронт волн практически совпадает как в случае физиологических проб (физическая нагрузка), так и в случае повышения давления. Затем формируется вершина, форма которой существенно зависит от состояния организма. В исходном состоянии у сравнительно здоровых людей **вершина имеет достаточно острый пик**, причем она становится еще острее после физической нагрузки, когда существенно возрастает кровоток и уменьшается периферийное сопротивление сосудов. При этом артериальное давление сначала несколько повышается, а затем нормализуется. Такое состояние можно считать благоприятным, и оно, как правило, сопровождается комфортными ощуще-

ниями (после фитнес-процедур, умеренной физической нагрузки и т. д.).

Когда давление у пациентов повышается, вершина пульсовой волны становится закругленной. В некоторых случаях она может иметь плоскую часть (плато) или двугорбую форму (искаженная вершина). Все эти ситуации можно отнести к неблагоприятным, а иногда и опасным состояниям организма («аларм»). Обычно состояние «аларм» сопровождается ощущениями дискомфорта, тяжести, иногда ощущением давления в голове или мигренями.

Пользуясь основными положениями аппланационной тонометрии о наложении волн, можно предположить, что искажения формы вершины, а именно выпячивание второго горба или развитие кругловершинности, скорее всего, связаны с повышением давления в аорте при общих неблагоприятных изменениях в организме. Изменение формы вершины пульсовой волны является важным диагностическим признаком развития различных патологий и ослабления основных функций сердечно-сосудистой системы.

Список литературы:

1. Мильгин В.М., Филичкин Д.Е., Шпынев К.В., Шпынева З.М., Мильгина И.В. Контурный анализ центральной и периферической пульсовых волн у здоровых людей и больных артериальной гипертензией // Артериальная гипертензия. 2009. Т. 15. № 1. С. 78-85.
2. Eskerle J.S. Tonometry, Arterial. – In: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2nd Edition. 2006. Vol. 6.
3. Явелов И.С. Волоконно-оптические информационные преобразователи-зонды в технике и медицине. – М. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2005. 132 с.
4. Явелов И.С., Рочагов А.В. Компьютерная диагностика и анализатор «Пульс». – М. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2006. 160 с.
5. Явелов И.С., Каплунов С.М., Даниелян Г.Л. Волоконно-оптические измерительные системы. Прикладные задачи / Под ред. д.т.н. С.М. Каплунова. – М. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», Институт компьютерных исследований, 2010. 304 с.
6. Явелов И.С., Колтаков Е.В. Компьютерный анализатор пульсовой волны и электрической активности сердца «Пульс» // Медицинская техника. 2003. № 4. С. 11-16.
7. Явелов И.С., Рогоза А.Н. О новых возможностях сфигмографии высокого разрешения // Функциональная диагностика. 2009. № 2. С. 82-86.
8. Явелов И.С., Рогоза А.Н., Рочагов А.В. Волоконно-оптические датчики кардиомеханосигналов (КМС) // Функциональная диагностика. 2009. № 2. С. 74-81.

Игорь Самуилович Явелов,
канд. техн. наук,
ведущий научный сотрудник,
отдел биомеханики ИМАШ РАН,
г. Москва,
e-mail: yishome@mail.ru