

АППАРАТНО-ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДИАГНОСТИКИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА С ПРИМЕНЕНИЕМ МЕТОДА ОПТИЧЕСКОЙ ПЛЕТИЗМОГРАФИИ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ

©М.А. Галкин, Г.И. Семикин

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, 105005, Россия

***Аннотация.** В статье рассмотрен метод оптической плетизмографии высокого разрешения применительно к диагностике состояния сердечно-сосудистой системы. Описан принцип формирования сигнала фотоплетизмограммы. Приведены наиболее используемые в клинической практике показатели, определяемые из сигнала фотоплетизмограммы. В статье описаны основные технические требования к проектированию аппаратно-программного плетизмографического комплекса. Приведена и объяснена структурная схема макета плетизмографа оптического высокого разрешения. Показаны возможности применения комплекса в клинической практике.*

***Ключевые слова:** фотоплетизмография, плетизмограф, высокое разрешение, диагностика сердечно-сосудистой системы человека, метод оптической плетизмографии высокого разрешения.*

Борьба с сердечно-сосудистыми заболеваниями — одна из приоритетных задач нашего времени в области здравоохранения. Ключевым элементом этой борьбы является эффективная ранняя диагностика изменений в сердечно-сосудистой системе человека, являющихся предикторами заболеваний. В мире существует множество методов диагностики сердечно-сосудистой системы. Каждый из этих методов обладает уникальными возможностями, выделяющими его среди прочих. Одним из таких методов является метод оптической плетизмографии.

Плетизмография — это учение об изменениях объема различных органов и тканей в зависимости от ряда различных условий. Применительно к сердечно-сосудистой системе под плетизмографией понимается учение об изменениях объема органов, тканей, сосудов в результате пульсового кровенаполнения. Регистрировать изменения интересующего объема возможно различными методами. Например, можно регистрировать изменение электрического импеданса исследуемой области организма вследствие кровенаполнения жидкостью, электрическое сопротивление которой отличается от сопротивления остальных тканей. В данной работе предлагается в качестве метода регистрации изменений объема использовать метод оптической плетизмографии. Принцип действия этого метода основан на регистрации оптического сигнала, модулированного областью организма человека

вследствие различия коэффициента пропускания оптического излучения пульсирующего объема и окружающих тканей. Пульсирующим объемом является кровь.

Метод оптической плетизмографии давно и с успехом применяется в диагностической практике. С течением времени этот метод изменялся. Например, в качестве источника излучения стали применяться монохроматические излучатели, благодаря которым в метод была добавлена функциональная возможность спектральной селективности пульсирующих объемов. Эта функциональная возможность применяется в современных пульсоксиметрах и СО-оксиметрах.

С развитием и миниатюризацией элементной базы, появилась функциональная возможность регистрации пульсового кровенаполнения с высоким разрешением по амплитуде и частоте, что применяется в контурном анализе плетизмограммы [1]. Важным диагностическим параметром стала форма кривой изменения объема крови вследствие пульсового кровенаполнения. Анализируя количество максимумов [1, 2], амплитуды [1, 2], производные по времени этой кривой [2], исследователи предложили ряд диагностических коэффициентов для применения в клинической практике. Пример таких коэффициентов: индекс жесткости SI (Stiffness Index) [3, 4], индекс отражения (Reflection Index) [3], индекс возраста сосудов (Age Index) [3], индекс аугментации AI (Augmentation Index) [5]. Получение этих коэффициентов с необходимой для клинической практики повторяемостью и стабильностью невозможно без регистрации плетизмограммы с высоким разрешением. Кроме того, для выполнения контурного анализа кривой, основанного на количественных показателях, и удобного для врача отображения количественных результатов необходимо применение вычислительной техники и специального программного обеспечения.

Регистрация сигнала плетизмограммы с высоким разрешением по амплитуде и частоте — сложная многокритериальная задача. Затруднения заключаются в том, что технические требования к аппаратному обеспечению непосредственно связаны с физиологическими и анатомическими особенностями организма человека.

Ткани человека не являются однородными средами для распространения оптического излучения. Ослабление оптического излучения происходит за счет процессов поглощения (определяется коэффициентом поглощения), рассеяния (определяется коэффициентом рассеяния) и отражения (определяется коэффициентом отражения). Произведение этих трех коэффициентов дает коэффициент пропускания оптического излучения, изменение которого модулирует интенсивность оптического излучения, регистрируемого приемником. Разделить и вычислить по отдельности каждый из трех коэффициентов не представляется

возможным, поэтому нет однозначной взаимной связи между коэффициентом пропускания и пульсацией интересуемого объема. Однако такую взаимосвязь считают условной линейной, то есть изменение пульсирующего объема прямо пропорционально неизвестному коэффициенту изменения коэффициента пропускания. При этом необходимо понимать, что в зависимости от условий регистрации сигнала (на просвет или отражение) и места съема сигнала влияние каждого из трех коэффициентов на результирующий коэффициент пропускания будет различным, а значит, интерпретация плетизмограммы должна быть выполнена исходя из того, какой из трех коэффициентов был доминирующим.

Метод оптической плетизмографии разделен на две группы в зависимости от условий регистрации плетизмограммы: регистрация сигнала на просвет и отражение. При регистрации сигнала на просвет основной вклад в изменение коэффициента пропускания биологического объекта вносит коэффициент поглощения. При регистрации на отражение — вклады коэффициента поглощения и коэффициента отражения в коэффициент пропускания становятся соизмеримыми.

Определение коэффициента пропускания для оптического излучения исследуемого участка тела человека связано с окружающими условиями, при которых это определение выполняется. Фоновое оптическое излучение проникает через ткань человека и также модулируется пульсовым кровенаполнением. Кроме того, фоновое излучение может проникать с небольшим ослаблением на фотоприемное устройство плетизмографа и либо добавить помехи в регистрируемый сигнал, либо нарушить работу фотоприемного устройства, вызвав его насыщение. Уменьшить влияние фонового излучения на результаты измерения можно за счет конструкции приемной и излучающей частей датчика плетизмографа, увеличения интенсивности источника оптического излучения, а также за счет применения в качестве источника монохроматического излучения вместе со спектрально селективным приемником.

Фоновое излучение влияет на погрешность определения коэффициента пропускания, а, как было отмечено выше, условно линейной считается взаимосвязь между коэффициентом пропускания и пульсирующим объемом, поэтому в плетизмографе высокого разрешения имеется блок фильтрации фонового излучения, который также применяется и в пульсоксиметрах [6].

На основании особенностей регистрации плетизмограммы с высоким разрешением по амплитуде и частоте предлагается следующая структура плетизмографа (рис. 1).

Оптическое излучение от источника проходит через биологический объект, где происходит модуляция интенсивности излучения за счет

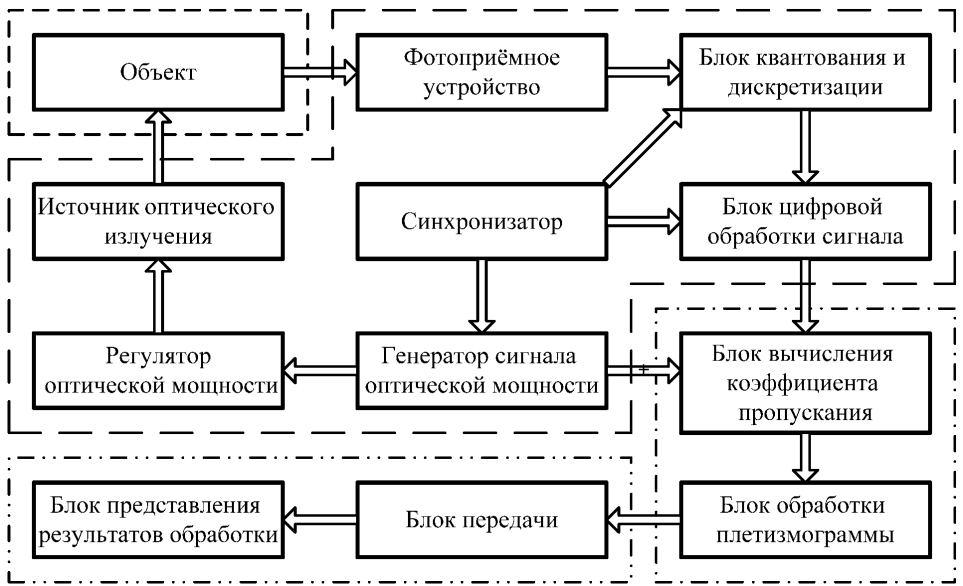


Рис. 1. Структурная схема плетизмографа оптического высокого разрешения

изменения коэффициента пропускания вследствие пульсового кровенаполнения. Прошедшее через объект излучение, а также часть оптического излучения из окружающей среды попадает на фотоприемное устройство, которое преобразует интенсивность оптического излучения в электрическую величину — напряжение. Сигнал напряжения поступает в блок квантования и дискретизации, откуда сигнал плетизмограммы в форме цифрового кода поступает на вход блока цифровой обработки сигнала. Для борьбы с сигналом внешней засветки оптический сигнал, проходящий через биологический объект, модулируется генератором сигнала оптической мощности. Форма сигнала оптической мощности — прямоугольная, со скважностью порядка 10. Блок квантования, генератор и блок цифровой обработки сигнала работают синхронно за счет единого синхронизатора. Синхронность в работе этих трех элементов необходима для того, чтобы осуществлять цифровую фильтрацию сигнала внешней засветки.

Блок квантования преобразует амплитуду зарегистрированного сигнала фотоплетизмограммы и внешней засветки в цифровой код, далее, в момент отсутствия оптического излучения от источника, блок квантования преобразует амплитуду зарегистрированного сигнала внешней засветки также в цифровой код. Все цифровые коды поступают на вход блока цифровой обработки сигнала, где осуществляется вычисление величины внешней засветки в момент оптического импульса. Для этого цифровые данные внешней засветки до и после оптического импульса интерполируются. Полученное таким образом значение вычитается из зарегистрированного цифрового кода суммар-

ного сигнала фотоплетизмограммы и внешней засветки, в результате чего вклад внешней засветки в сигнал фотоплетизмограммы практически исключается. Затем сигнал фотоплетизмограммы в форме цифрового кода в блоке цифровой обработки сигнала пропускается через фильтр низких частот. В качестве цифрового фильтра применяется фильтр с практически линейной фазочастотной характеристикой для уменьшения искажений формы сигнала в результате фильтрации.

Генератор сигнала оптической мощности управляет регулятором оптической мощности, что позволяет изменять амплитуду оптического сигнала, излучаемого источником. Это необходимо для автоматической настройки прибора. Амплитуда излучаемого оптического сигнала выбирается таким образом, чтобы на фотоприемном устройстве принимаемый сигнал находился в верхней половине регистрируемого диапазона. Регулировка амплитуды излучаемой оптической мощности необходима, так как в зависимости от каждого конкретного положения датчика на теле человека уровень принимаемого оптического сигнала различается в десятки раз, что при прочих равных условиях снижает на такую же величину отношение сигнал/шум. Для исключения этой ситуации в прибор добавлена функциональная возможность регулировки амплитуды прямоугольного импульса излучаемой оптической мощности.

Для вычисления коэффициента пропускания необходимы две величины излученной и зарегистрированной фотоприемником оптической мощности. Так как излучаемая источником величина оптической мощности задается амплитудой прямоугольного сигнала генератора, то сигнал от него используется также для определения этой величины. Вторая величина зарегистрированной фотоприемником оптической мощности поступает с блока цифровой обработки сигнала. Отношение этих двух величин равно коэффициенту пропускания, изменение которого от времени является фотоплетизмограммой (или в англоязычной литературе DVP—digitalvolumepulse).

Сигнал фотоплетизмограммы поступает на соответствующий блок обработки. Основное назначение этого блока — автоматизированная верификация зарегистрированного сигнала. Основными источниками артефактов на фотоплетизмограмме являются движения пациента. При движении возникает смещение оптической пары источник-приемник, что приводит к изменению пути оптического излучения и, как следствие, к изменению измеряемого коэффициента пропускания. Такие артефакты необходимо исключать, чтобы они не влияли на интерпретацию фотоплетизмограммы. Даже небольшие движения пациента приводят к заметным флуктуациям фотоплетизмограммы. Исключение таких артефактов осуществляется автоматизировано с привлечением врача для идентификации артефактов движения только в

тех случаях, когда такая идентификация невозможна программным способом.

Верифицированный сигнал фотоплетизмограммы поступает на вход блока передачи, а затем через канал связи в блок представления результатов обработки, который является графическим интерфейсом взаимодействия врача с прибором. В качестве блока представления результатов измерения в макете плетизмографа оптического высокого разрешения применяется компьютер медицинского исполнения, а канала связи — гальванически развязанный интерфейс USB 2.0.

Плетизмограф оптический высокого разрешения (рис. 2) является основным инструментальным средством аппаратно-программного комплекса, предназначенного для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы человека. Кроме плетизмографа, в аппаратно-программный комплекс входят компьютер медицинский и специальное программное обеспечение (СПО). СПО предназначено для вычисления, визуализации, сохранения и ведения базы данных следующих диагностических показателей: частоты пульса, вариабельности сердечного ритма, индекса жесткости, индекса отражения, индекса аугментации, индекса возраста артериальных сосудов, скорости распространения пульсовой волны объема.

Диагностические показатели нескольких процедур каждого конкретного пациента сохраняются в базе данных, а врачу предоставля-

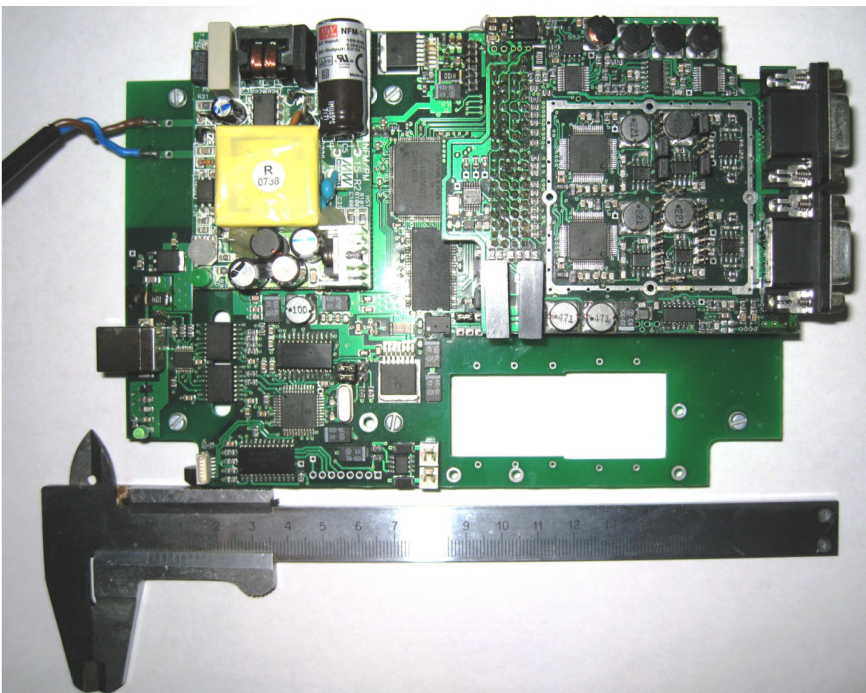


Рис. 2. Макет плетизмографа оптического высокого разрешения

ется функциональная возможность сравнения различных диагностических процедур с целью выявления трендов в изменении состояния сердечно-сосудистой системы человека в течение длительного времени.

Диагностика состояния сердечно-сосудистой системы важна в клинической практике как в целях профилактики, так и в ходе лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Рассматриваемый аппаратно-программный комплекс ориентирован в основном на диагностику состояния артериальных сосудов, поэтому область применения комплекса охватывает диагностику поражений сосудов миокарда (ишемическая болезнь сердца I20. . . I25 по МКБ-10), цереброваскулярных болезней (I60. . . I69 по МКБ-10), атеросклеротических поражений артериальных сосудов (I70 по МКБ-10), а также болезней, характеризующихся повышенным артериальным давлением (I10, I11 по МКБ-10).

Однако в фотоплетизмограмме хранится также информация и о частоте пульса, поэтому в комплексе предусмотрена возможность анализа вариабельности сердечного ритма (данный анализ основывается на предпосылке, что пульс, вычисленный из фотоплетизмограммы, соответствует частоте сердечных сокращений) и части показателей, которые рекомендованы для применения европейским обществом кардиологов [7].

Подытожив все вышесказанное, можно сделать следующие выводы. Во-первых, метод оптической плетизмографии применим для диагностики сердечно-сосудистой системы в части состояния артериальных сосудов и вариабельности ритма сердца. Во-вторых, метод оптической плетизмографии неинвазивен, а применяемое оптическое излучение для регистрации пульсового кровенаполнения практически не оказывает влияния на организм. В-третьих, метод оптической плетизмографии может быть реализован технически, что подтверждается макетом аппаратно-программного комплекса с центральным элементом — плетизмографом оптическим высокого разрешения. В-четвертых, объем диагностической информации, извлекаемой из фотоплетизмограммы, полученной с высоким разрешением, определяет функциональную возможность комплекса по вычислению ряда диагностических показателей, которые, в свою очередь, применяются при диагностике широкого спектра заболеваний из МКБ-10, связанных с патологией сердечно-сосудистой системы. И в завершение необходимо отметить, что потенциал аппаратно-программной платформы в настоящий момент не исчерпан, требуются дополнительные исследования для выявления новых значимых диагностических и профилактических характеристик из сигнала фотоплетизмограммы, зарегистрированного синхронно как на одном, так и на различных участках тела с применением как монохроматических, так и источников оптического излучения с различными длинами волн.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Millasseau Sandrine C.M., Ritter James, Kenji Takazawa, Philip J. Chowienczyk. Contour Analysis of the Photoplethysmographic Pulse Measured at the Finger. *Journal of Hypertension*, 24:1449–1456, Lippincott, 2006.
- [2] Elgendi Mohamed. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. *Current Cardiology Reviews*, 2012, 8:14–25.
- [3] Millaseau S.C., Kelly R.P., Ritter J.M., Chowienczyk P.J. Determination of Age-Related Increases in Large Artery Stiffness by Digital Pulse Contour Analysis. *Clinical Science*, 2002, 103:371–377
- [4] Masaharu Kaibe, Mitsuru Ohishi, Norio Komai, Norihisa Ito, Tomohiro Katsuya, Hiromi Rakugi, Toshio Ogihara. Arterial Stiffness Index: a New Evaluation for Arterial Stiffness in Elderly Patients with Essential Hypertension. *Geriatrics and gerontology international*, 2002, 2:199–205.
- [5] Rodolfo Gonzalez, Alain Manzo, Juan Delgado, Julio Gomis-Tena, Javier Saiz. Photoplethysmographic Augmentation Index Using the Signal Fourth Derivate. *Computing in cardiology*, 2012, 821–824.
- [6] John G. Webster. Design of Pulse Oximetry. CRC Press, 2002, 260 p.
- [7] Heart rate variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *European Heart Journal*, 1996, 17:354–381.
- [8] John Moyle. Pulse Oximetry. Wiley, 2002, 182 p.
- [9] John G. Webster. Minimally Invasive Medical Technology. CRC Press, 2010, 334 p.
- [10] Jerald G. Graeme. Photodiode Amplifiers: Op Amp Solutions. McGraw-Hill, 1996, 254 p.
- [11] Richard J. Woodman, Gerald F. Watts. Measurement and Application of Arterial Stiffness in Clinical Research: Focus on New Methodologies and Diabetes Mellitus. *Medical Science Monitoring*, 2003, 9:RA81–89.
- [12] Kirk H. Shelley. Photoplethysmography: Beyond the Calculation of Arterial Oxygen Saturation and Heart Rate. *International anesthesia research society*, 2007, 6:S31–S36.

Статья поступила в редакцию 01.07.2013

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Галкин М.А., Семикин Г.И. Аппаратно-программное обеспечение диагностики сердечно-сосудистой системы человека с применением метода оптической плетизмографии высокого разрешения. *Гуманитарный вестник*, 2013, вып. 12. <http://hmbul.bmstu.ru/catalog/prmed/hidden/138.html>

Галкин Максим Анатольевич — аспирант кафедры «Валеология» Московского государственного технического университета имени Н.Э. Баумана. Область научных интересов: здоровьесберегающие технологии, медицинская техника. e-mail: galkinmaxbox@mail.ru

Семикин Геннадий Иванович — заведующий кафедрой «Валеология» Московского государственного технического университета имени Н.Э. Баумана, д-р мед. наук, профессор. Область научных интересов: здоровьесберегающие технологии, профилактическая медицина. e-mail: sgi@healtech.org