



УДК 615.47:616-072.7

Чан Чонг Хыу

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Интеллектуальная система диагностики сонного апноэ в домашних условиях

Рассматривается система диагностики апноэ на основе регистрации пяти биомедицинских сигналов и динамического мониторинга изменения интегрального артериального давления. Предложена структурная схема терминала пациента с авторской конструкцией индуктивного датчика для регистрации дыхательного движения. Двухуровневый алгоритм интеллектуальной диагностики реализует непрерывный мониторинг состояния пациента благодаря проведению комплексной физиологической оценки кардиореспираторной синхронизации, хеморефлексной и барорефлексной регуляции.

Апноэ сна, ЭКГ, фотоплетизмограмма, респираторный сигнал, сатурация, артериальное давление

Апноэ нарушает структуру сна у пациентов и служит одной из причин возникновения целого ряда заболеваний, особенно сердечно-сосудистых [1], [2]. С увеличением интенсивности жизнедеятельности, количество людей, страдающих апноэ, увеличивается. Проблемы совершенствования медицинских систем и приборов для диагностики данного заболевания и снижения нагрузки персонала в диагностической деятельности рассмотрены [3]–[5]. В связи с этим проблема разработки системы автоматической диагностики апноэ, обеспечивающей высокую точность и достоверность, повышение комфорта пациента в домашних условиях, стала актуальной не только в России, но и за рубежом.

Целью статьи служит описание разработки системы диагностики апноэ в домашних условиях, обеспечивающей высокую точность и достоверность диагностики на основе использования современной базы электронных компонентов и алгоритма интеллектуальной автоматической диагностики.

Разработка микропроцессорной системы диагностики апноэ. Анализ динамики физиологических показателей организма во время проявления и при отсутствии апноэ сна (АС) выявил значительные изменения в показателях электрокардиограммы (ЭКГ), фотоплетизмограммы (ФПГ) и сатурации

крови. Во время проявления апноэ отмечалось увеличение длительности кардиоциклов, вариабельности мощности спектра очень низких частот VLF и высоких частот LF-колебаний, артериального давления (АД), снижение уровня сатурации, изменение когерентности кардиореспираторной связи в диапазоне LF и HF по сравнению с показателями во время отсутствия остановки дыхания. Анализ результатов показывает, что первым признаком в диагностике апноэ становится нарушение кардиореспираторной синхронизации. Функциональные изменения состояния человека возникают из-за гипоксии, гиперкапнии и гипервентиляции, проявляющихся во время апноэ. Влияние гипоксии и гиперкапнии на сердечную деятельность нарушает хеморефлексную регуляцию. При этом гипоксия и гипервентиляция вызывают сужение диаметра кровеносных сосудов, приводящее к нарушению барорефлекса. Продолжительные остановки дыхания при большом количестве приступов апноэ в течение ночи нарушают краткую и продолжительную регуляцию барорефлекса, который обеспечивает стабильность артериального давления.

Из вышесказанного вытекает важность изучения роли апноэ в кардиореспираторной синхронизации, хеморефлексной и барорефлексной

регуляции. Безусловно, в оценке состояния человека важен показатель АД, особенно в диагностике апноэ, а интегральный показатель АД может вычисляться анализом ЭКС, ФПГ [6]. Оценивая взаимосвязи между тремя указанными процессами для полной оценки состояния пациента, при проведении диагностики апноэ достаточно совместно проанализировать шесть сигналов: ЭКГ, ФПГ, сатурацию крови, два сигнала дыхательных движений грудной клетки, брюшной полости и интегральный показатель АД. Следовательно, система регистрации пяти биомедицинских сигналов (ЭКС, сигнал пульсовой волны, уровень сатурации в крови, дыхательные движения на грудной и брюшной клетки) обеспечивает повышение точности диагностики апноэ независимо от условий проведения исследования.

Для проведения удаленного мониторинга состояния человека предлагается телемедицинская система диагностики и прогнозирования АС. Она состоит из микропроцессорного беспроводного терминала пациента (ТП) и персонального компьютера или смартфона пациента (ПКСм). ТП предназначен для съема, регистрации комплекса медико-биологических показателей и их передачи

через RF-канал связи на ПКСм. ПКСм предназначен для обработки медико-биологической информации, оценки диагностически значимых показателей, сравнения их с индивидуальными нормативами, формулирование вывода о возможности приступов апноэ у данного пациента, а также прогнозирования критического состояния здоровья пациента. С точки зрения реализации системы удаленного мониторинга диагностики АС наибольший интерес проявляется к разработке терминала пациента.

Терминал пациента, представленный на рис. 1, включает в себя два уровня регистрации физиологических сигналов: уровень регистрации отдельных сигналов микроконтроллерами МК1–МК3 и уровень синхронизации сигналов и их обработки, а также передачи их на ПКСм с помощью МК4 и микроконтроллера беспроводной передачи МКБП.

КЭ состоит из электродной системы ЭС, блока фильтров БФ, мультиплексора MUX1, интегрального усилителя ИУ, аналого-цифрового пре-

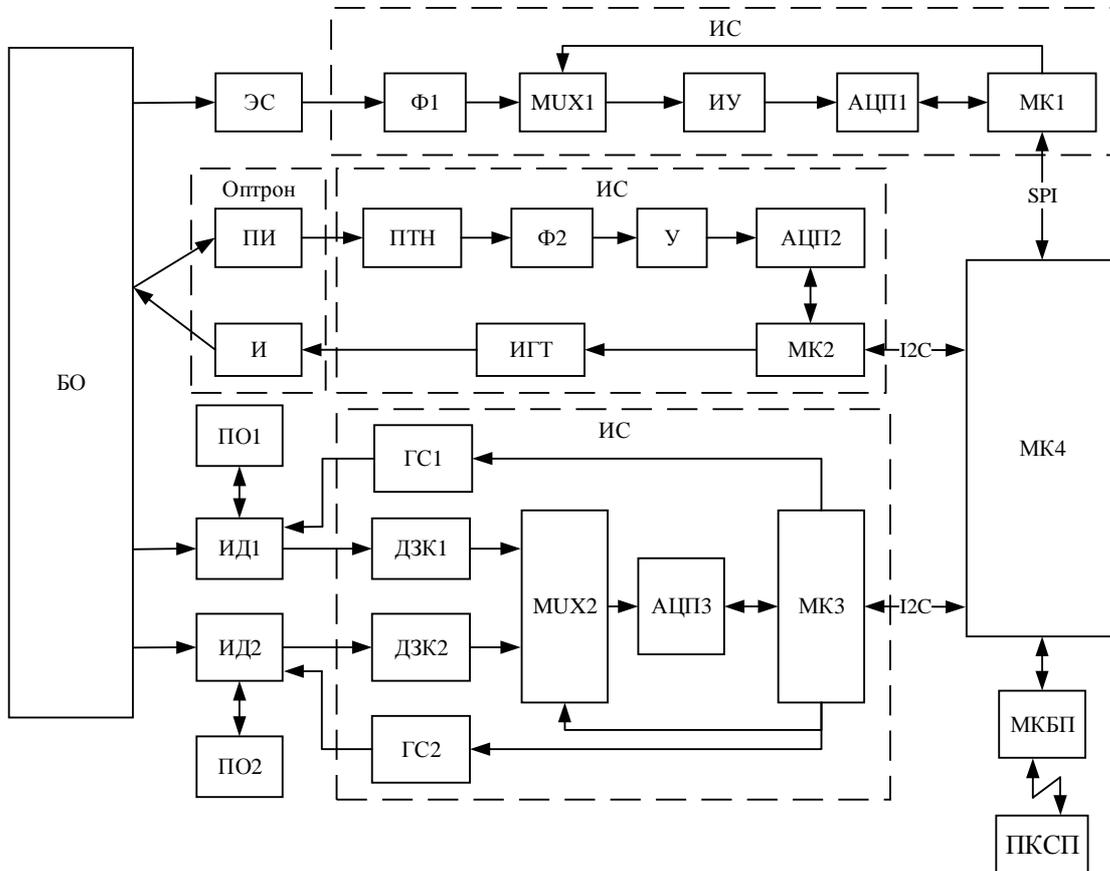


Рис. 1

образователя АЦП1 и микропроцессора МК1. Блок фильтра (RC -фильтр) обеспечивает фильтрацию электромагнитных помех. ИУ обеспечивает усиление сигнала с встроенным программируемым коэффициентом. МК1 управляет процессом выбора канала регистрации ЭКС программируемым мультиплексором и процессом преобразовании аналогового сигнала в цифровой вид. Выходной ЭКС передается из МК1 в центральный МК4 через SPI-интерфейс.

КПВ включает в себя оптрон, состоящий из трех светоизлучающих диодов И с длинами волн $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ (зеленый, красный и инфракрасный свет соответственно) и широкополосного фотоприемника излучения ПИ; импульсный источник тока ИГТ; преобразователь ток–напряжение ПТН; усилитель У и АЦП2, МК2. Контроллер МК2 управляет преобразованием в цифровой вид сигналов в АЦП2, задает токовые параметры в ИГТ и передает данные ФПГ и сатурации в центральный МК4 через канал I2C.

КД состоит из индуктивных датчиков ИД1, ИД2 для регистрации торакального и абдоминального дыхания, двух проводящих объектов ПО1 и ПО2, генераторов сигналов ГС1 и ГС2, двух драйверов резонансного контура ДЗК1 и ДЗК2, мультиплексора MUX2, АЦП3 и микроконтроллера МК3.

Для обеспечения улучшенных технических характеристик ТП, в том числе метрологических, высокой надежности работы целесообразно и рекомендовано использовать специальные базы элементов Analog Front End (AFE), предназначенные для решения задач снятия и регистрации биомедицинских сигналов. Для реализации канала регистрации ЭКС используется микросхема AFE ADS1X9X. Для регистрации пульсовой волны и сатурации используются интегрированный оптрон SFH7050 и микросхема AFE4490, а для регистрации дыхания – два индуктивных датчика авторской конструкции и микросхема серии LDC1xxx, позволяющая регистрировать одновременно два индуктивных датчика. Такие микросхемы позволяют создавать терминал пациента с высоким уровнем автономности работы и минимальными габаритами и весом. Для реализации беспроводной передачи биомедицинской информации рекомендуется использовать низкопотребляющие малогабаритные радиомодули SPBTLE-RF, встроенные в антенну, интегрированную с платой радиомодуля.

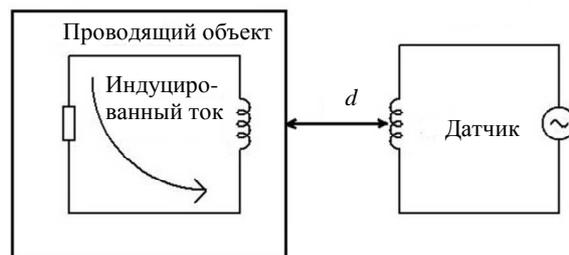


Рис. 2

Метод регистрации дыхания основан на индуктивно-цифровом преобразовании. Принцип работы объясняется следующим образом. При протекании переменного тока по катушке индуктивности индуцируется переменное магнитное поле и индуцированный ток создается магнитным полем на поверхности проводника ПО (рис. 2). Индуцированный ток создает собственное магнитное поле противоположной направленности относительно исходного поля, индуцированного катушкой индуктивного датчика. Следует изменить индуктивность чувствительного элемента и, соответственно, резонансную частоту LC-контура, созданную индуктивным датчиком. Специальные микросхемы серии LDC1xxx позволяют измерить частоту колебания LC-контура и выработать цифровой сигнал, пропорциональный этой частоте. Эквивалентная индуктивность может измеряться цифровым сигналом резонансной частоты по приблизительной формуле

$$L(d) \approx \frac{1}{(2\pi f_{\text{sens}})^2 C},$$

где $L(d)$ – измеренная индуктивность датчика на расстоянии d между измерительной катушкой и ПО; f_{sens} – частота колебания датчика на расстоянии d ; C – емкость датчика.

Наибольший интерес представляет разработка индуктивного датчика. Датчик изготавливается из различных типов электропроводящих проводов и наматывается на тканевой ленте синусоидально в виде пояса. Пояс устанавливается на грудной клетке и животе. Таким образом, магнитное поле и, соответственно, индуктивность датчика изменяются с дыханием. Для разработки индуктивного датчика применена демонстрационная плата LDC1000EVM, позволяющая измерить индуктивность с резонансной частотой от 5 кГц до 5 МГц. На рис. 3 отображаются изменения индуктивности (микрогенри в зависимости от времени t) при использовании различных датчиков на брюшной полости. На рис. 3, а–в пред-

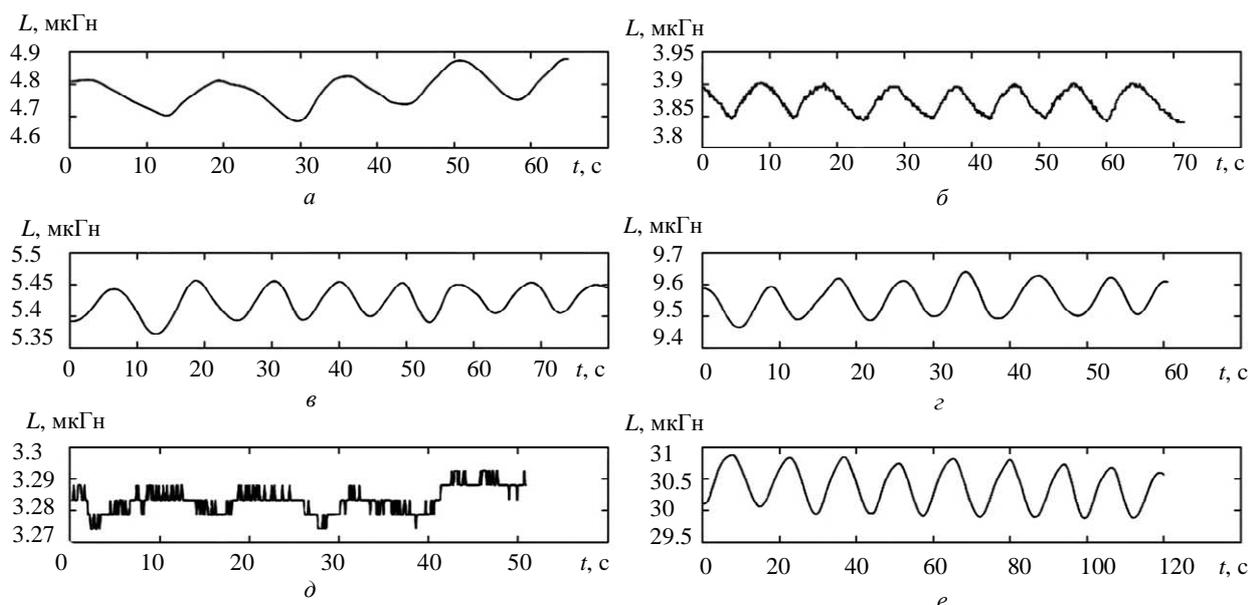


Рис. 3

ставлены изменения индуктивности датчиков, образующихся из многожильного, одножильного и МКТФ медного проводов соответственно. Очевидно, что при дыхании изменение индуктивности слишком мало, примерно до 0.15 мкГн. Требуется повысить индуктивность. Индуктивность датчика зависит от внешней формы, количества витков и материала самого датчика. Автором предложен индуктивный датчик, образуемый из одножильного провода из меди и никеля. Рассмотрим короткую катушку: сердечник – провод никеля, медный провод обернут вокруг него в виде соленоида. Индуктивность определяется по формуле

$$L = \mu_0 \mu N^2 S / l,$$

где μ_0 – магнитная постоянная; μ – относительная магнитная проницаемость сердечника; N – число витков; S – площадь поперечного сечения; l – длина катушки.

Чем больше относительная магнитная проницаемость материала провода, тем больше значение индуктивности датчика. Провод из никеля диаметром 0.3 мм с относительной магнитной проницаемостью 125 мкГн/м используется в качестве сердечника. Следует повысить индуктивность, для чего образующий провод (катушка соленоида) наматывается на ленту в виде синусоиды. Авторский датчик создан последовательным соединением проводов меди и никеля. Тогда образующая индуктивность плохо определяется магнитным полем провода-соленоида и провода-синусоиды для обоих проводов. На рис. 3, г отоб-

ражены индуктивности медного провода авторского датчика (диапазон изменения индуктивности – 0.15 мкГн), а на рис. 3, д – индуктивность сердечника – провода из никеля – практически не изменяется. Индуктивность авторского датчика повысилась до 30.7 мкГн, а диапазон изменения индуктивности – до 0.9 мкГн (рис. 3, е).

Применение предложенной конструкции индуктивного датчика позволяет повысить значение индуктивности до уровня характеристики промышленных датчиков данной категории. В реализации регистрации дыхательных движений использование авторского индуктивного датчика и специальной схемы серии LDC1xxx обеспечивает улучшение характеристики выходных сигналов, а также повышает точность диагностики дыхательных заболеваний, в том числе апноэ.

Алгоритм диагностики. На рис. 4 представлен двухуровневый алгоритм интеллектуальной автоматической диагностики апноэ на ПКСм пациента. Данный алгоритм выполняется следующим образом. Перед осуществлением процедуры исследования производится загрузка полученных данных пяти сигналов от Bluetooth-модуля персонального компьютера или смартфона в программу. ПКСм осуществляет этап цифровой фильтрации сигналов для дальнейшей обработки медико-физиологической информации. Двухэтапный алгоритм интеллектуального обнаружения апноэ выполняется по одноминутным фрагментам сигналов. Алгоритмы, использующие вейвлет-преобразование, позволят обнаружить характерные

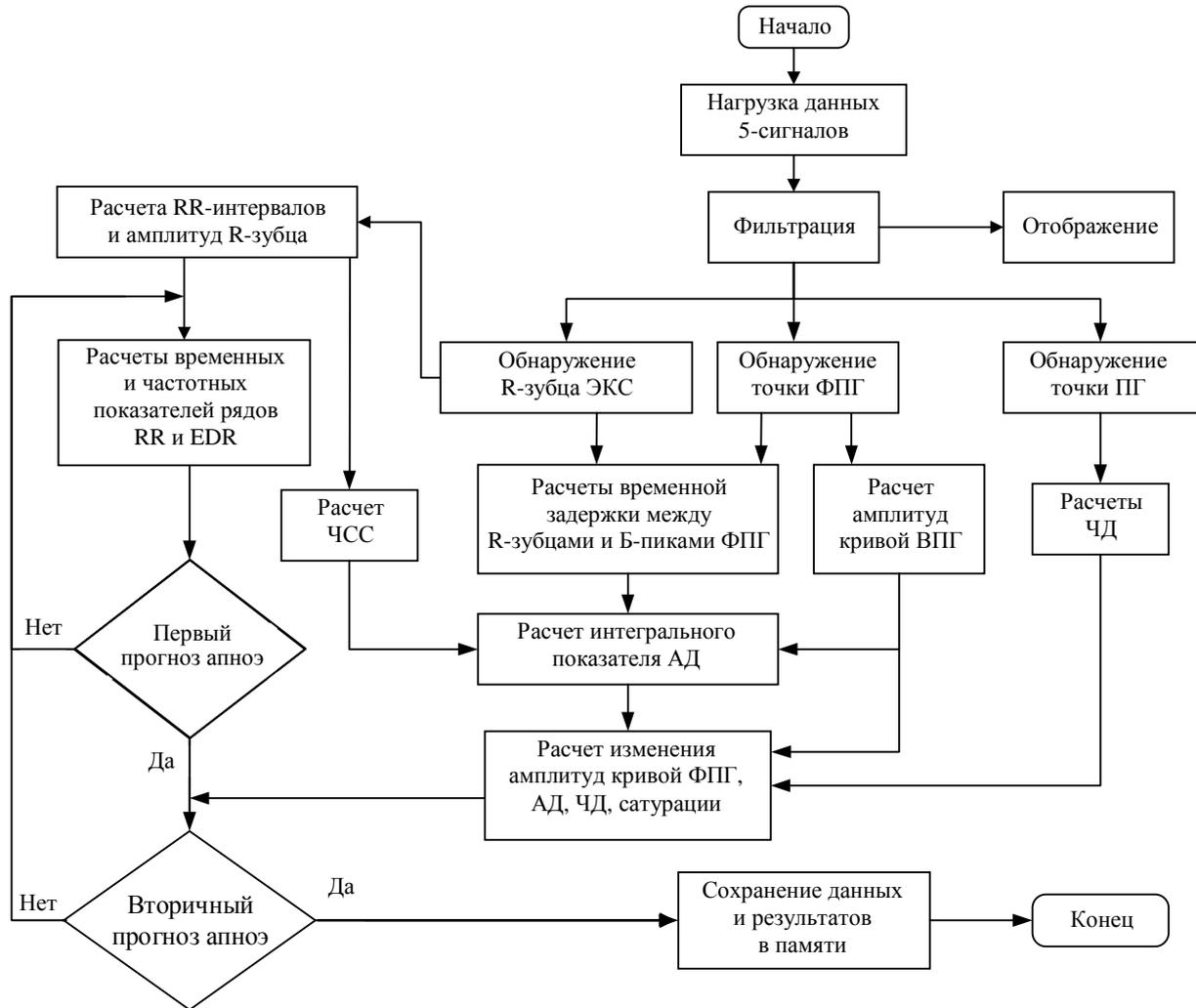


Рис. 4

точки ЭКС, пульсовой волны и дыхательных сигналов. Алгоритм обнаруживает характерные точки сигналов ЭКС, пульсовой волны и дыхательных сигналов.

Первый этап диагностики состоит в комплексной оценке информативных временных и частотных характеристик RR-интервалов и амплитуд R-зубцов ЭКГ, содержащих дыхательный компонент. Данный этап позволяет оценить кардиореспираторную синхронизацию, сопоставленную с изменением сердечно-сосудистой системы. Для этого используются следующие параметры: частота сердечного сокращения, вариабельность сердечного ритма (BCP), сумма мощностей спектров BCP и отношения $(VLF + LF)/HF$, LF/HF , а также сумма мощностей спектров дыхательных компонентов и их отношение $LF_{д.к}/HF_{д.к}$, когерентности кардиореспираторной синхронизации. Если половина этих показателей входит в диапазон значений, свойственных апноэ, то анализируется следующий фрагмент ЭКГ. В противном

случае производится совместный анализ ФПГ и двух сигналов пневмограммы и находятся значенные сатурации, интегральные значения артериального давления. Интегральное артериальное давление косвенно рассчитывается путем комплексной оценки частоты сердечного сокращения, амплитуд Б-пиков ФПГ, а также временной задержки между R-пиком ЭКГ и Б-пиком ФПГ. Второй этап диагностики апноэ дополнительно оценивает изменения амплитуд Б-пиков кривой ФПГ, артериального давления, уровня сатурации и частоты дыхания. Данный этап представляет собой комплексную оценку кардиореспираторной синхронизации, хеморефлексной и барорефлексной регуляций у пациентов, страдающих апноэ. Если не было обнаружено апноэ в исследуемом фрагменте, то процесс анализа происходит на следующем одноминутном фрагменте. Приложение позволяет сохранить значения физиологических показателей пациента и результаты проведенного анализа в памяти ПКСм.

Предложенный двухэтапный алгоритм на пяти регистрируемых сигналах позволяет уменьшить время анализа и обработки данных, а также увеличить точность диагностики апноэ в реальном времени до минуты. Алгоритм отличается от известных алгоритмов тем, что позволяет мониторить интегральное артериальное давление и проводить комплексную оценку сердечно-сосудистой деятельности, основываясь на трех эффектах: кардиореспираторной синхронизации, хеморефлексной и барорефлексной регуляции.

Результаты проведенного исследования показывают следующее:

1. Для повышения точности и достоверности диагностики сонного апноэ необходимо регистрировать биомедицинские сигналы: ЭКС, пульсовой волны, насыщения крови кислородом, торакальный и абдоминальный дыхательные сигналы, интегрального артериального давления, что позволит проводить комплексную оценку сердечно-сосудистой деятельности, основываясь на трех

эффектах: кардиореспираторной синхронизации, хеморефлексной и барорефлексной регуляции.

2. Для осуществления длительного мониторинга состояния здоровья пациента с целью диагностики сонного апноэ в домашних условиях необходимо использовать многоуровневую систему регистрации и обработки биомедицинских сигналов, малогабаритный терминал пациента, обеспечивающий комфортность съема и регистрации комплекса биомедицинских сигналов с пациента, а также индуктивные датчики дыхания для высококачественной регистрации торакального и абдоминального дыханий.

3. Для достоверной диагностики сонного апноэ алгоритм обработки биомедицинских сигналов должен состоять из двух этапов: на первом этапе необходимо оценивать вариабельность сердечного ритма и дыхательный компонент ЭКГ, а на втором – значимые изменения показателей ФПГ, интегрального артериального давления, уровня насыщения кислородом и частоты дыхания.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бузунов Р. В., Легейда И. В. Храп и синдром обструктивного апноэ сна: учеб. пособие для врачей. М.: ФГУ «КС „Барвиха“», 2010. 77 с.

2. Бикметова А. В. Синдром обструктивного апноэ-гиппноэ во сне: клиническая значимость, взаимосвязь с артериальной гипертензией, принципы диагностики и лечения // Вятский мед. вестн. 2011. № 1. С. 3–8.

3. Almazaydeh L., Elleithy K., Faezipour M. A Panoramic Study of Obstructive Sleep Apnea Detection Technologies // 28th Intern. Conf. on Computers and Their Applications, CATA-2013, Honolulu, Hawaii, USA, March 4–6, 2013. Honolulu, 2013. P. 27–32.

4. Садыкова Е. В., Чан Чонг Хью. Аппарат-программный комплекс диагностики синдрома обструктивного апноэ сна // Биотехносфера. 2015. № 4/40. С. 47–49.

5. Kaloniya R., Sabherwal P. Sleep Apnea Syndrome Detection Techniques Using ECG Signal Recordings – A Survey Approach // Intern. J. for Res. in Appl. Scien. & Engin. Technol. (IJRASET). 2014. Vol. 2, iss. X. P. 354–360.

6. Юлдашев З. М., Пустозеров Е. А., Анисимов А. А. Многоуровневая интеллектуальная система удаленного мониторинга состояния здоровья людей с хроническими заболеваниями // Биотехносфера. 2016. № 5/47. С. 2–8.

Chan Chong Huu

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

INTELLECTUAL SYSTEM OF SLEEP APNEA HOME DIAGNOSTICS

The article discusses the system of apnea diagnostic based on the registration of the five signals biomedical signals and the dynamic monitoring of integrated blood pressure changes. The block diagram of the patient's terminal with the inductive sensor designed by the author for recording of the respiratory movement is given. The two-level algorithm of smart diagnostic implements continuous monitoring of the patient's conditions due to conduction of the comprehensive evaluation of the physiological cardiorespiratory synchronization, hemoreflex and baroreflex regulation.

Sleep apnea, ECG, photoplethysmogram, respiratory signal, saturation, blood pressure