

риментальный образец энергосистемы, и проведены ее натурные испытания, доказавшие рентабельность использования систем слежения: одноосные системы увеличили сбор мощности на 23%, а двухосные - на 32%.

Таким образом, можно создавать не только более эффективные солнечные энергоустановки, но и модифицировать уже имеющиеся. Это немаловажный фактор, так как срок эксплуатации солнечной батареи превышает 15 лет.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Markvart, T. Practical handbook of photovoltaic: fundamentals and applications/ Tom Markvart, Luis Castaner. – ELSEVIER, NY, 2003. – S. 8-66.
2. Yurchenko, A.V. The long-term prediction of silicon solar batteries functioning for any geographi-

cal conditions / A.V. Yurchenko, Kozlov A.V // Proceedings of 22st European PV Solar Energy Conference and Exhibition, Milan 3-7 September 2007, pp.3019-3022.

3. Юрченко, А.В. Фотоэлектрический датчик для систем слежения за Солнцем / А.В.Юрченко, А.В.Волгин, М.В.Китаева, А.В. Охорзина //Издательство Томского политехнического университета, 2010 – с.36-37.

*Магистрант А.В.Охорзина – ameba\_89@mail.ru; аспирант М.В.Китаева – kitaevam@tpu.ru; д.т.н.,проф А.В. Юрченко – каф. Информационно-измерительной техники Национального исследовательского Томского политехнического университета, тел.(3822)-41-89-11, niipp@inbox.ru; инженер-конструктор А.В. Скорородов– kitaevam@tpu.ru ; ОАО «Научно-исследовательский институт полупроводниковых приборов»*

УДК 614.888.5

## СИСТЕМА АВТОМАТИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ ПРОЦЕДУРЫ СЕРДЕЧНО-ЛЕГОЧНОЙ РЕАНИМАЦИИ

Сырямкин В. И., Буреев А. Ш., Жданов Д. С., Клестов С. А., Осипов А. В.

Описывается принцип построения и функционирования системы контроля параметров компрессии грудной клетки человека при его сердечно-легочной реанимации нового типа, разработанного в рамках ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2007-2013 годы», ГК № 16.512.11.2123. Приводится описание ближайших аналогов и их сравнительная характеристика с разрабатываемой системой. Помимо этого, освещена методика определения наличия кровотока по сонным артериям в местах их бифуркации при помощи разработанного устройства.

**Ключевые слова:** сердечно легочная реанимация, контроль параметров, компрессия грудной клетки, биоимпедансный анализ

#### Введение

Одной из основных стратегических задач системы здравоохранения Российской Федерации является снижение смертности населения [1]. Достижение этой наиважнейшей цели немыслимо без участия службы скорой медицинской помощи, а также без правильного оказания первой медицинской помощи очевидцами внезапной сердечной смерти. Поскольку качество выполнения сердечно-легочной реанимации (СЛР) играет очень важную роль, необходимо создать средства, которые позволили бы человеку, выполняющему СЛР, получать информацию о правильности выполнения процедуры. Один из вариантов решения проблемы – повышение качества мониторинга и процесса проведения процедуры СЛР для снижения вероятности возникновения человеческих ошибок при проведении СЛР за счет создания устройств,

способных оценивать основные показатели реанимируемого и подавать сигналы, извещающие о неправильном проведении прямого массажа сердца или искусственной вентиляции легких.

В настоящее время на рынке отсутствуют устройства [2,3,4,5,6,7,8,9], позволяющие повысить объективность оценки реанимационных мероприятий непосредственно в ходе их оказания. Существуют аналоги, в отличие от разработанной системы позволяющие осуществлять контроль только за некоторыми параметрами в процессе оценки эффективности проведения СЛР. К таким параметрам относятся:

- динамика изменения шумов кровотока;
- динамика дыхательных шумов;
- динамика электрического сопротивления при прохождении крови по магистральям артерии т.д.

## РАЗДЕЛ VI. ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЬ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

### Описание системы

Разработанная система определяет совокупность таких параметров, как: эффективность проведения искусственного дыхания и непрямого массажа сердца, автоматическое определение размера диаметра зрачка. По измеряемым параметрам система проводит звуковое и/или визуальное инструктирование лица, которое осуществляет реанимацию пострадавшего. Наиболее близкие аналоги осуществляют контроль преимущественно за одним параметром. Основные отличия разработанной системы от аналогов:

1. компактный размер;
2. осуществление контроля сразу нескольких параметров СЛР;
3. оценка качества проведения СЛР;
4. наличие функции контроля действия медицинского персонала;

В результате проведенных исследований в рамках ГК № 16.512.11.2123 коллективом разработчиков было принято решение о том, что для оценки наиболее эффективного проведения процедуры СЛР в системе должны контролироваться следующие параметры:

- динамика изменения шумов кровотока в сонных артериях в момент компрессии грудной клетки при проведении непрямого массажа сердца (НМС) и его динамика;
- динамика изменения шумов потока воздуха при его прохождении по гортани при проведении искусственной вентиляции легких (ИВЛ) и его динамика;
- динамика изменения диаметра зрачка реанимируемого на световое воздействие;
- динамика изменения электрического сопротивления тканей при движении крови в местах бифуркации сонной артерии при проведении процедуры СЛР.

Аппаратная часть системы выполнена в виде автономной измерительной платформы на базе микропроцессора с внешними подключаемыми устройствами. Структурная схема устройства представлена на рисунке 1.



Рисунок 1 – Структурная схема системы.

Как видно из рисунка 1, система автоматического контроля (САК) процедуры СЛР включает следующие компоненты.

1) Flash накопитель данных (съёмный носитель информации MicroSD Flash объемом 4 Гб) для хранения и обеспечения доступа к архивным данным сканируемых изображений радужной оболочки глаза и обработанного звука.

2) Цифровая камера CAM8000-U Module 1,3 Мпикс с частотой кадров до 20 Гц, интерфейс USB 2.0, размеры 30×50 мм. CCD - сенсор для сканирования изображения в цветном формате с разрешающей способностью не менее 720 строк × 576 столбцов, с последующей передачей данных в цифровом виде в микропроцессор.

3) Кнопочный переключатель, необходимый для выбора режима работы прибора в зависимости от количества реаниматоров, проводящих реанимационные мероприятия (1 или 2 реаниматора).

4) Подсветка сканируемого изображения в виде светодиода с длинной волны видимого диапазона. Используется для подсветки участка глаза и проверки зрачкового рефлекса у реанимируемого. С ее помощью осуществляется оценка динамики изменения зрачка во время проведения процедуры СЛР.

5) Микрофоны (6 каналов) – шумозащищенный микрофон WM55A103 с диапазоном частот 20 -16000 Гц, чувствительностью 58 дБ. 2 микрофона формируют 2 канала в области гортани, а 4 - в области бифуркаций сонных артерий.

6) Датчики биоимпеданса (4 канала)- две пары датчиков в проекции бифуркации сонной артерии.

7) USB интерфейс. Посредством него осуществляется связь устройства со специальным программным обеспечением верхнего уровня. Обеспечивает скоростной обмен данными (операции чтения/записи) в соответствии со спецификацией USB 2.0 ПО верхнего уровня применяется для анализа и интерпретации сигналов поступающих с датчиков во время проведения процедуры СЛР.

8) Звуковые и светодиодные сигнализаторы событий. Предназначены для реализации интерфейса пользователя с возможностью своевременного светового и звукового оповещения о работе прибора, о рекомендуемых манипуляциях в ходе проведения реанимационных мероприятий и непосредственно о состоянии пациента.

9) Устройство отображения информации. Представлено двухстрочным ЖК дисплем,

размеры которого 50.6×31 мм. Дисплей предназначен для информирования реаниматора о рекомендуемых манипуляциях в ходе проведения реанимационных мероприятий и выводе информации о состоянии пациента.

10) Источник автономного питания (зарядное устройство) – литиевый аккумулятор Li-ion 3,7В 1020 mAh. Выбор аккумулятора произведен с расчетом непрерывной работы прибора в течении 1 часа без подзарядки, что отвечает требованиям о рекомендуемом времени проведения реанимационных мероприятий 30 минут. Дополнительно укомплектовывается унифицированным преобразовательным блоком переменного напряжения в постоянное напряжение 5В, током 350мА, частотой 50-60Гц, который предназначен для работы и заряда внутреннего аккумуляторного источника питания от сети переменного тока напряжением 220В;

САК работает следующим образом. На рисунке 2 представлена структурная схема устройства, иллюстрирующая положение датчиков на теле реанимируемого пациента и их взаимодействие с вычислительной частью разрабатываемого устройства. С помощью датчиков осуществляется детектирование дыхательных шумов в области гортани, шумов кровотока в местах бифуркации сонных артерий, а также регистрация значения биомпеданса в местах бифуркации сонных артерий.

Сигнал с каждого из шести микрофонов подается на аналоговый коммутатор 1. Микрофоны с первого по четвертый располагаются в районе сонных артерий и используются для определения шумов кровотока. Микрофоны 5 и 6 располагаются в районе гортани и используются для определения дыхательных шумов. Коммутатор управляется микропроцессором при помощи интерфейса управления. Коммутируемый сигнал подается с аналогового коммутатора на аналого-цифровой преобразователь микрофона. Микрофоны подключены к аналого-цифровому преобразователю (АЦП) по дифференциальной схеме. АЦП, в свою очередь, связан с микропроцессором при помощи интерфейса передачи данных. Таким образом, в отдельно взятый момент времени микропроцессор может получать сигнал только с одного из микрофонов. Для одновременного получения данных со всех каналов на коммутатор с временем переключения 250 нс подается сигнал управления. В перерывах между сигналами управления выполняется взятие дан-

ных с аналогово-цифрового преобразователя.

Частота импульсов управления, подаваемых на аналоговый коммутатор, равна 48 кГц. Таким образом, максимальная частота дискретизации каждого из микрофонных сигналов может достигать 8 кГц.

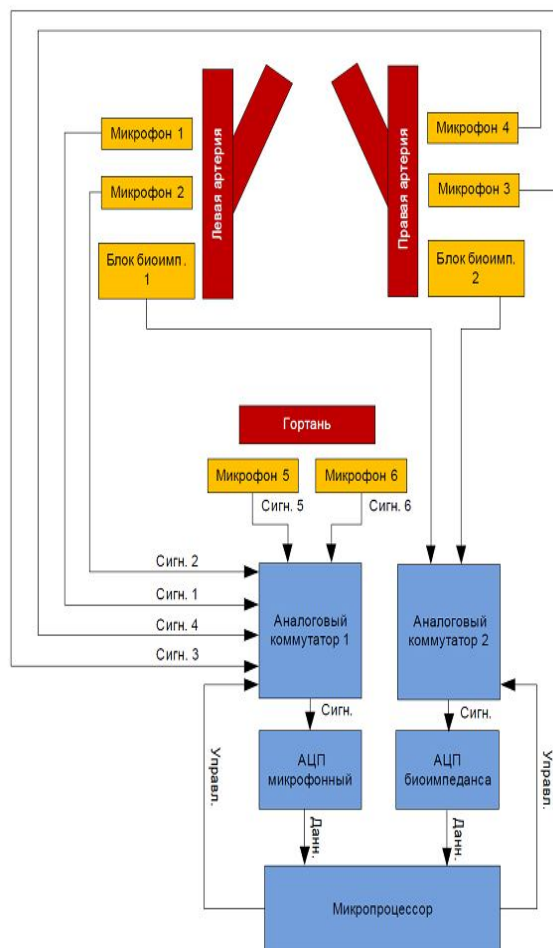


Рисунок 2– Структурная схема устройства для проведения процедуры СЛР

Аналоговый коммутатор управляется процессором посредством интерфейса General Purpose Input/Output (GPIO), доступ к которому управляющее приложение получает посредством драйвера GPIO. Данные с АЦП процессор получает по высокоскоростному последовательному интерфейсу. Доступ к АЦП управляющее приложение получает посредством драйвера АЦП. Синхронизация управляющих импульсов и моментов взятия данных с АЦП осуществляется с использованием аппаратных таймеров процессора и прерываний. Данные от каждого из каналов накапливаются приложением в шести буферах памяти в течение необходимого для осуществления анализа сигнала времени, после

## РАЗДЕЛ VI. ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЬ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

чего поступают на обработку. По окончании обработки сигналов буферы опустошаются, и процесс повторяется с начала.

С целью экономии процессорного времени, а, следовательно, и потребления энергии возможно отключение отдельных каналов, уровень сигнала с которых значительно меньше, чем с соседних.

Эффективность проведения процедуры СЛР оценивается с помощью специализированного программного обеспечения (ПО) микропроцессора посредством обработки и анализа данных, получаемых с датчиков устройства. Приведем для примера алгоритмы оценки наличия кровотока в сонной артерии реанимируемого пациента. На рисунке 3 приведена блок-схема алгоритма оценки наличия кровотока в сонной артерии. При этом наличие стабильного кровотока в сонных артериях в течении примерно одной минуты будет являться основным критерием успешности процедуры СЛР.



Рисунок 3-блок-схема алгоритма оценки наличия кровотока в сонной артерии

Перед началом СЛР кровотока в сонных артериях либо отсутствует, либо очень слаб, а, следовательно, уровень шумов кровотока отсутствует или низкий. Обозначим через  $N_0$  начальный уровень шумов кровотока. Во время проведения СЛР прибор фиксирует значения шумов  $N_i$ . Если значения  $N_i$  больше  $N_0$ , СЛР имела положительный эффект. По отношению величин  $N_i$  к  $N_{i-1}$ , а также к  $N_0$  определяется динамика шумов кровотока, по которой восстанавливается наличие и динамика кровотока в сонных артериях.

В течение всего времени мероприятий СЛР устройство  $N$  раз в секунду получает информацию с 4 датчиков, фиксирующих уровень шумов кровотока. Обозначим полученные данные на  $i$ -м шаге измерений –  $r_i = (P_{i1}, P_{i2}, P_{i3}, P_{i4})$ . Из полученных четырех значений с разных датчиков формируется три величины:

$$P_i^{min} = \min(P_{i1}, P_{i2}, P_{i3}, P_{i4})$$

- минимальное на  $i$ -том шаге,

$$P_i^{max} = \max(P_{i1}, P_{i2}, P_{i3}, P_{i4})$$

- максимальное на  $i$ -том шаге

$$P_i^{avg} = (P_{i1} + P_{i2} + P_{i3} + P_{i4}) / 4$$

- среднее на  $i$ -том шаге.

Таким образом, в течение всего периода СЛР устройством формируется три дискретных функции:  $P_i^{min}(t)$ ,  $P_i^{max}(t)$ ,  $P_i^{avg}(t)$ , динамика которых прямо пропорциональна динамике кровотока в сонных артериях реанимируемого. Исходя из соотношения данных функций и их производных по времени, будет восстанавливаться функция динамики кровотока.

Система проводит 10 измерений в секунду, следовательно, функции шумов кровотока имеют дискретный характер, с шагом абсциссы 100 мс. Персоналу необходимо совершать непрямой массаж сердца в течение фиксированного времени с частотой 100 компрессий в 60 с. Следовательно, так как интервал между компрессиями 0.6 с, мы будем наблюдать псевдопериодическую функцию, максимумы и минимумы которой появляются с определенным периодом.

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Описанный в статье принцип построения и функционирования устройства контроля параметров компрессии грудной клетки человека при его сердечно-легочной реанимации, а также методика определения наличия кровотока по шумам в местах бифуркации сонных артерий позволяет с высокой надежностью идентифицировать наличие кровотока при помощи разработанной системы и контролировать качество проведения СЛР.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вопросы сердечно-легочной реанимации / Кузнецов В.В., Шуматов В.Б., Лебедев С.В. и др. — Владивосток : Дальприбор, 2002г.
2. Кранекс. Комплексное оснащение медицинских и стоматологических клиник. Портативный авторефрактометр Righton Retinomat 3. [Электронный ресурс] — Режим доступа: [http://www.kranex.ru/prod/ophtalmology/avtorefraktometry/portativnyj\\_avtorefraktometr\\_righton\\_retinomat\\_3/](http://www.kranex.ru/prod/ophtalmology/avtorefraktometry/portativnyj_avtorefraktometr_righton_retinomat_3/).

3. Применение новых технологий в доврачебной неотложной помощи. Комплект для проведения СЛР CPR Ezy. [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.uprava-gyazan.ru/Image/1.pdf>.
  4. Южный институт инноваций и интеллектуальной собственности. Индикатор скорости кровотока доплеровский малогабаритный МИНИДОП. [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://uiis.com.ua/uiis/medical/208/>.
  5. Медафарм холдинг. Прикроватные реанимационные мониторы. [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.medafarm.ru/php/content.php?group=129>.
  6. Система сердечно-легочной реанимации, управляемая посредством измерения сосудистого кровотока [Электронный ресурс]: заявка 2008123883 Рос. Федерация : МПК А 61 В 8/06 (2006.01) / АЯТИ Шервин (США), КОЭН-СОЛАЛЬ Эрик (США), РАДЖУ Баласундара (США); заявитель КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС ЭЛЕКТРОНИКС, Н.В. (Нидерланды); опубл. 27.12.2009 – Режим доступа: <http://www.fips.ru/>.
  7. Устройство для регистрации дыхательных шумов [Электронный ресурс]: пат. 56156 Рос. Федерация : МПК А 61 В 5/09 (2006.01) / Фурман Е.Г., Корюкина И.П.; заявитель и патенто-обладатель Департамент промышленности и природопользования Пермской области (РФ), Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования "Пермский государственный технический университет" (РФ); опубл. 10.09.2006 – Режим доступа: <http://www.fips.ru/>.
  8. Устройство для регистрации и анализа дыхательных шумов [Электронный ресурс]: пат. 56156 Рос. Федерация : МПК А 61 В 5/08 (2006.01) / Филатова Наталья Николаевна, Аль Нажжар Номан Каид А.; заявитель и патенто-обладатель Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования "Тверской государственный технический университет" (РФ); опубл. 10.09.2007 – Режим доступа: <http://www.fips.ru/>.
  9. System for measuring and analyzing cardiopulmonary resuscitation parameter with external defibrillator or training defibrillator шумов [Электронный ресурс]: пат. 2000176025 Япония : МПК А 61 В 5/0205, А 61 В 5/08, А 61 N 1/39, А 61 В 5/0408 / MYKLEBUST HELGE, EIKELAND HARALD, EFTESTOEL TRYGVGE; заявитель LAERDAL MEDICAL AS; опубл. 2000-06-27 – Режим доступа: [http://v3.espacenet.com/publicationDetails/biblio?DB=EPODOC&adjacent=true&locale=ru\\_ru&FT=D&date=20000627&CC=JP&NR=2000176025A&KC=A](http://v3.espacenet.com/publicationDetails/biblio?DB=EPODOC&adjacent=true&locale=ru_ru&FT=D&date=20000627&CC=JP&NR=2000176025A&KC=A).
- д.т.н., профессор Сырямкин В. И., директор УНПЦ «Технологический менеджмент» ТГУ, научный руководитель ООО «Диагностика +», тел: 8(3822)56-50-20; Жданов Д.С., аспирант ФПМК ТГУ, ведущий программист, e-mail: D\_S\_Zhdanov@mail.ru; Буреев А. Ш., директор, e-mail: artem\_bureev@mail.ru; Клестов С. А., студент РФФ ТГУ, инженер-электроник, e-mail: klestov.semen@list.ru, Осипов А. В., аспирант ФПМК ТГУ, программист, e-mail: avopiso@phys.tsu.ru – все сотрудники ООО «Диагностика+», тел: 8(3822)56-50-20*