

Анализ сердечного ритма при проведении сердечно-легочной реанимации

Аннотация

Представлены исследования по проблеме сокращения пауз во время проведения сердечно-легочной реанимации. Оценивается вероятность успешной дефибрилляции в зависимости от длительности прешоковой паузы. Описываются основные проблемы компенсации артефактов компрессии грудной клетки для сокращения пауз во время проведения сердечно-легочной реанимации. Представлены методы анализа сердечного ритма и подходы к совершенствованию алгоритмов удаления артефактов во время проведения компрессии грудной клетки.

Введение

Ежегодно в России около 300 тыс. человек умирает от внезапной остановки сердца. Единственным эффективным методом возобновления работы сердца после внезапной остановки является проведение комплекса сердечно-легочной реанимации, направленного на восстановление сердечного ритма. Комплекс процедур сердечно-легочной реанимации представляет собой проведение компрессии грудной клетки, искусственной вентиляции легких и дефибрилляции. Поскольку внезапная остановка сердца несет колоссальный риск здоровью пациента, комплекс реанимационных процедур должен быть начат незамедлительно, потому что каждая минута промедления снижает вероятность выживаемости на 7...10 %. Современный протокол проведения сердечно-легочной реанимации подразумевает наличие пауз во время анализа сердечного ритма и набора энергии дефибрилятором. Такая пауза может достигать 30 с, в течение которых пациенту не оказывается необходимая помощь. На сегодняшний день актуальной является разработка методов проведения компрессии грудной клетки во время анализа сердечного ритма и набора энергии дефибрилятором. Сложность разработки этих методов заключается в том, что артефакты компрессии грудной клетки оказывают значительное влияние на сигнал ЭКГ, снимаемый с электродов дефибрилятора. Данные артефакты искажают исходный сигнал, что ухудшает работу алгоритма распознавания сердечного ритма и может стать причиной принятия ложного решения.

Основная часть

Процедура проведения сердечно-легочной реанимации состоит из последовательно проводимых компрессии грудной клетки, искусственной вентиляции легких и дефибрилляции. Рекомендации Европейского совета по реаниматологии предписывают сокращение паузы перед нанесением электрического разряда дефибрилляции и после проведения дефибрилляции [1], также рекомендуется проводить компрессию грудной клетки во время зарядки дефибрилятора, что подчеркивает важность сокращения пауз при проведении сердечно-легочной реанимации. Важность сокращения пауз во время проведения сердечно-легочной реанимации подтверждается данными, полученными в ходе экспериментов на лабораторных животных [2]. В ходе экспериментов отмечалось, что пауза в проведении сердечно-легочной реанимации значительно снижает вероятность выживаемости (рис. 1), при этом время проведения сердечно-легочной реанимации для восстановления спонтанного кровообращения увеличивается пропорционально паузе.

Аналогичный вывод был сделан в результате анализа клинических данных (рис. 2), полученных с помощью автоматического наружного дефибрилятора [3]. В связи с этим перспективным является устранение паузы во время проведения сердечно-легочной реанимации, что подразумевает оценку сердечного ритма и набора энергии дефибрилятором во время проведения компрессии грудной клетки или вентиляции легких. Решение данной задачи является первоочередным и требует проведения дополнительных исследований с целью детального изучения влияния артефактов компрессии на сигнал ЭКГ.

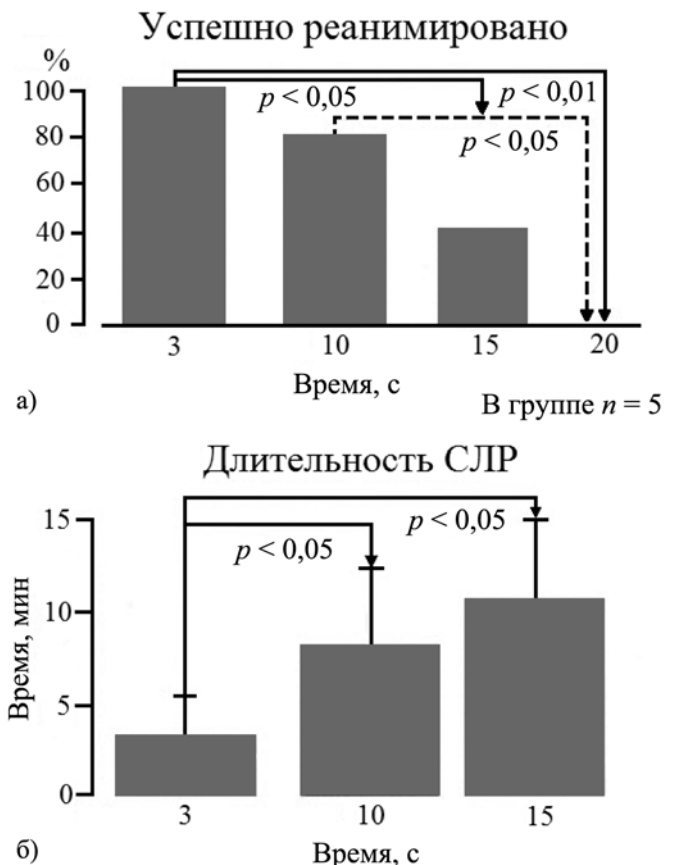


Рис. 1. Снижение выживаемости с увеличением паузы в проведении компрессии грудной клетки (а); зависимость времени проведения сердечно-легочной реанимации до восстановления спонтанного кровообращения от паузы в проведении компрессии грудной клетки (б) [2]

Во время проведения процедуры сердечно-легочной реанимации компрессия и искусственная вентиляция легких являются основными причинами возникновения артефактов (рис. 3) в ЭКГ-сигнале [4]. Более того, при возникновении фибрилляции желудочков человеческое сердце сокращается на частотах, которые совпадают с характерными частотами артефактов компрессии и определяются ритмом нажатий на грудную клетку пациента [5]. Электрические сигналы генерируются в результате непосредственного воздействия на грудную клетку и внутригрудные структуры, а также в результате сокращения грудных мышц [4]. Алгоритм обработки сигнала ЭКГ должен учитывать некоторые технические особенности проведения процедуры сердечно-легочной реанимации [6]:

- в условиях реальной чрезвычайной ситуации частота и глубина как компрессии грудной клетки, так и искусственной вентиляции легких не являются постоянными во времени;
- артефакты компрессии в общем случае несинусоидальны и могут содержать высокие частоты;

- форма артефактов компрессии может изменяться во времени;
- связь между компрессией грудной клетки и ЭКГ-сигналом может изменяться с течением времени, что приводит к изменениям амплитуды артефактов компрессии.

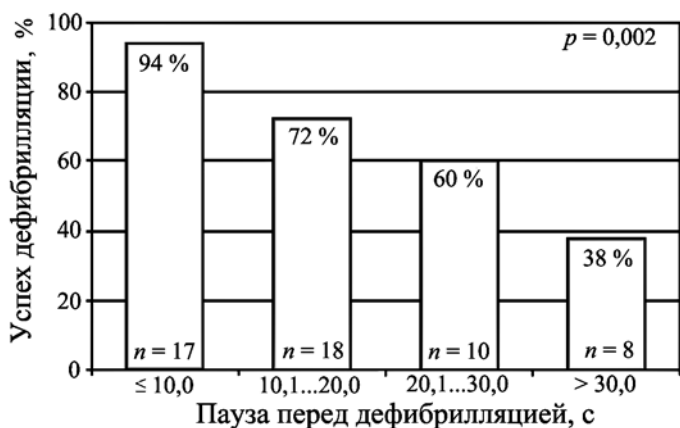


Рис. 2. Связь между длительностью интервала предшоковой паузы и успехом дефибрилляции. События сгруппированы по интервалам предшоковой паузы в 10 с (чем больше величина интервала предшоковой паузы, тем меньше вероятность успешной дефибрилляции)

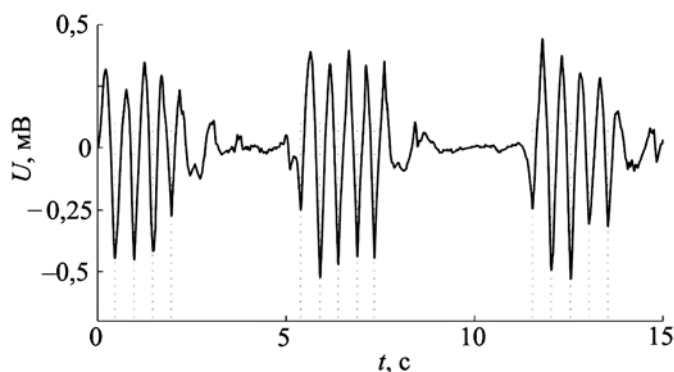


Рис. 3. Опорный сигнал

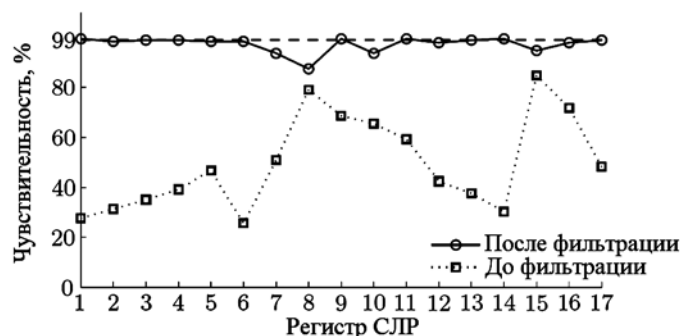


Рис. 4. Увеличение чувствительности алгоритма анализа шокового ритма сердца (ШРС) автоматического наружного дефибриллятора (АНД). Кривая чувствительности, полученная с использованием коммерческого АНД «Reanibex 200» для отфильтрованного сигнала фибрилляции желудочков (ФЖ) с использованием адаптивной фильтрации Кальмана, дает количественную оценку метода. Рисунок показывает чувствительность, полученную для каждой записи при отношении сигнал/шум = -3 дБ до и после фильтрации. Для незашумленного сигнала АНД показывает чувствительность в 99,0 %. Для всех записей получена чувствительность выше 90 % кроме 9-й (87,4 %)

На данный момент среди исследований, направленных на уменьшение величины предшоковой паузы, можно выделить два направления:

- 1) разработка методик подавления артефактов компрессии грудной клетки с целью сделать возможным использование существующих алгоритмов обнаружения желудочковой фибрилляции. Это, например, использование адаптивной фильтрации Кальмана (рис. 4) [7] или комбинирование различных алгоритмов фильтрации с применением автокорреляционных методов [6];
- 2) разработка новых алгоритмов обнаружения желудочковой фибрилляции (рис. 5) с опорой на параметры, которые в малой степени зависят от степени зашумленности ЭКГ-сигнала артефактами компрессии [8].

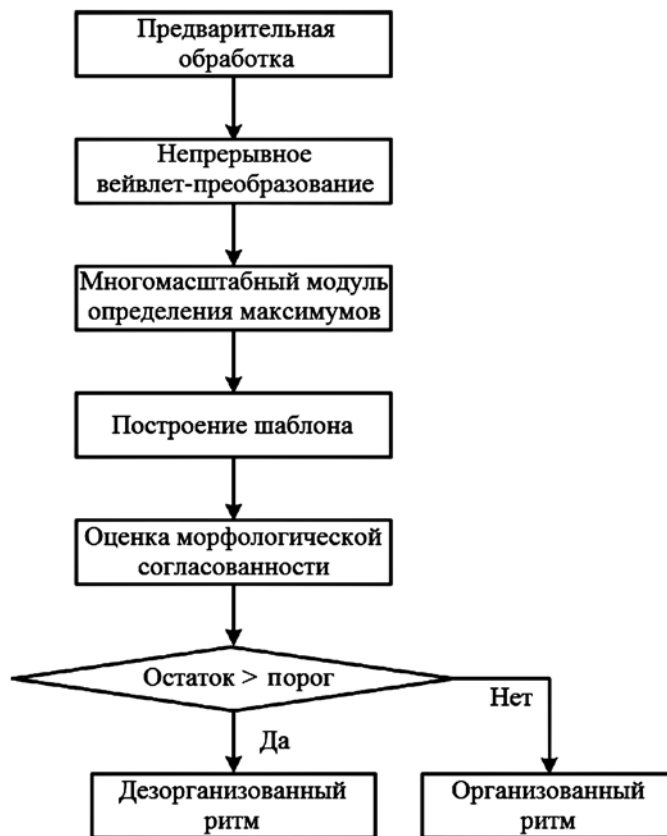


Рис. 5. Блок-схема алгоритма распознавания ФЖ на основе зашумленного артефактами компрессии сигнала ЭКГ

К сожалению, использование описанных выше подходов не представляется возможным в реальной практике из-за недостаточно хороших результирующих параметров чувствительности и специфичности в совокупности. В дальнейшем планируются детальное изучение этой проблемы, анализ большего спектра алгоритмов фильтрации, использование различных опорных сигналов, таких как грудной импеданс (рис. 6) [9] или сигнал с датчика артериального давления. Использование данных параметров позволит адаптировать алгоритм распознавания сердечного ритма к изменениям, вызванным компрессией грудной клетки.

Автоматический наружный дефибриллятор «imPulse», разработанный и производимый фирмой ЗАО «Зеленоградский инновационно-технологический центр медицинской техники», позволяет расширить число существующих алгоритмов анализа ЭКГ [10]-[12] для обеспечения более эффективной последовательности действий во время процедуры сердечно-легочной реанимации. Для этого было разработано специальное аппаратное и программное обеспечение. Главная особенность – это возможность измерения грудного импеданса высокого разрешения, что стало возможным благодаря реализации алгоритма измерения, представленного на рис. 7.

Большая часть алгоритма заложена в программном обеспечении, что позволяет гибко изменять как сам алгоритм, так и его параметры. Точность измерения повышена благодаря синхронному измерению сигнала. Вместо того чтобы увеличивать точность генератора сигнала, реализованы относительные измерения, для чего сигнал генератора также измеряется. Значение опорного сигнала необходимо для подсчета абсолютного значения импеданса. Аппаратная реализация последовательности измерения ЭКГ и импеданса представлена на рис. 8.

Система имеет только один генератор тактовых импульсов, таким образом, все модули работают синхронно. Синусоидальный сигнал с несущей частотой 29,3 кГц генерируется программно. Далее несущий сигнал преобразуется в импульсную форму с помощью широтно-импульсного модулятора. После удаления высокочастотных компонент аналоговый синусоидальный сигнал подается на пациента через вспомогательную цепь инъекции. В то же время он измеряется с помощью ЦПУ для последующего подсчета абсолютного значения импеданса. Подаваемый сигнал переменного тока, совместно с ЭКГ, снимается с электродов посредством одноканального дифференциального АЦП с дельта-сигма модуляцией на час-

тоте 78,1 кГц. Это стало возможным за счет спектрального разделения сигналов ЭКГ и импеданса. Преимущество данного метода заключается в том, что сигналы ЭКГ и отклика подаваемого переменного тока регистрируются одновременно и полностью синхронизированы.

После обработки данные сигналов ЭКГ и импеданса могут быть использованы в алгоритмах обнаружения ФЖ и хранятся на карте памяти для дальнейшего анализа. АНД «imPulse» с возможностью регистрации этих данных был передан в отделение скорой помощи г. Зеленограда для сбора реальных сигналов ЭКГ и грудного импеданса в присутствии помех, вызванных компрессией грудной клетки.

База данных сигналов ЭКГ с синхронизированным сигналом грудного импеданса, полученная в результате реанимационной практики, будет использоваться для дальнейшего развития и улучшения методик проведения непрерывной процедуры сердечно-легочной реанимации.

Заключение

Совершенствование методов проведения сердечно-легочной реанимации является ключевым фактором в увеличении

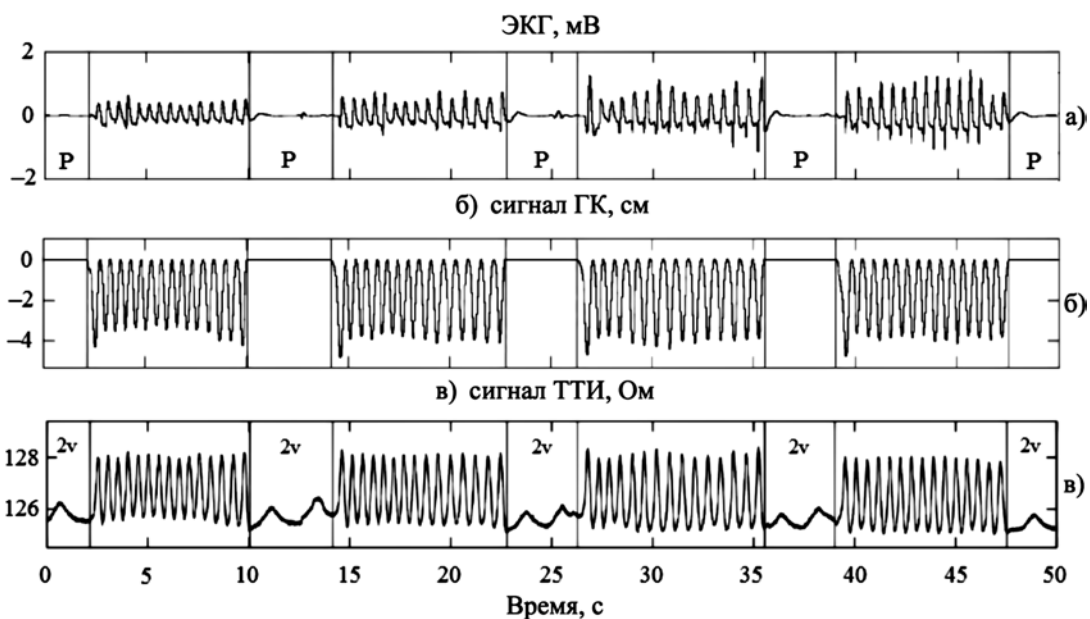


Рис. 6. Пример записи для пациента с асистолией: а) артефакты ЭКГ во время компрессии грудной клетки. Во время пауз в компрессии, обозначенных на рисунке буквой «Р», обнаруживается основной ритм (асистолия). Интервалы компрессии были помечены с использованием сигнала глубины компрессии (б) и ЭКГ (изображены вертикальными линиями). Вентиляция легких (в) изображена как медленные колебания импеданса грудной клетки

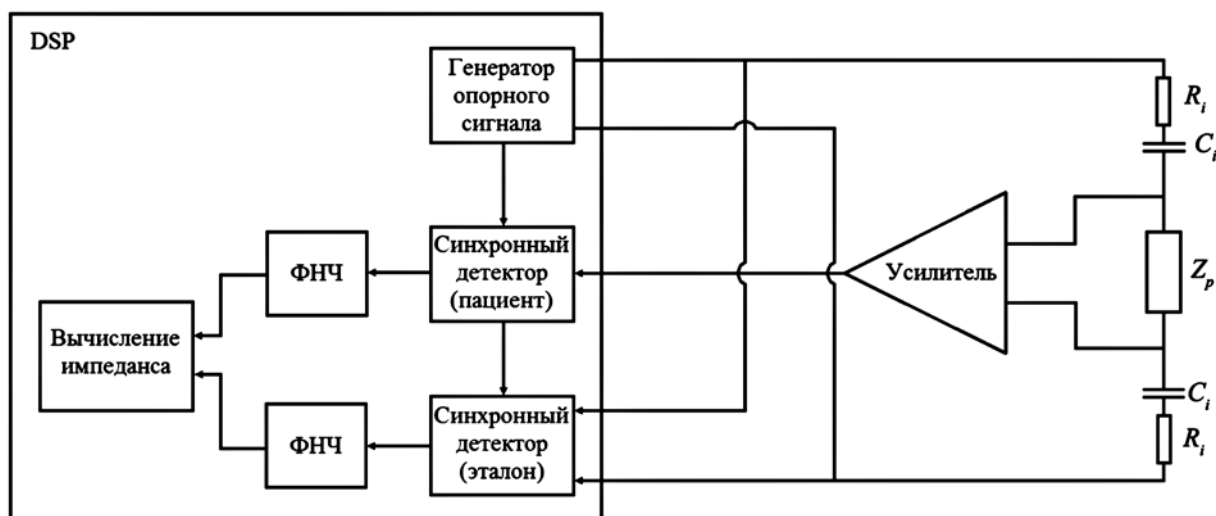


Рис. 7. Блок-схема измерения грудного импеданса в АНД «imPulse»

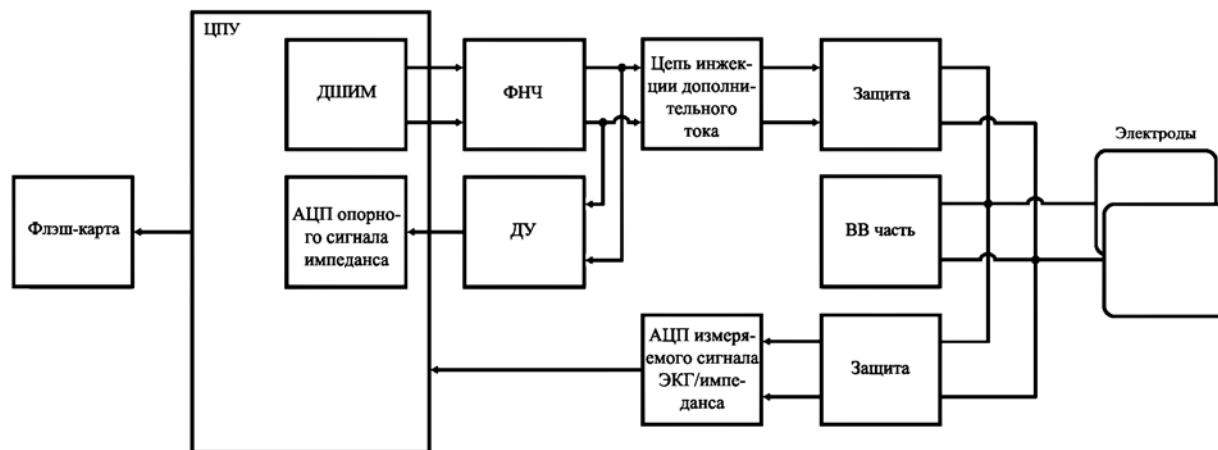


Рис. 8. АНД «inPulse»: схема измерения ЭКГ/импеданса, аппаратная реализация

числа успешных реанимаций в случае внезапной остановки сердца. Вероятность выживаемости после внезапной остановки сердца напрямую зависит как от времени, прошедшего до начала проведения сердечно-легочной реанимации, так и от времени, которое может быть расценено как пауза в проведении сердечно-легочной реанимации. Если первая проблема решается посредством увеличения числа АНД, располагающихся в непосредственной близости от мест, где наиболее вероятно возникновение внезапной остановки сердца (аэропорты, станции метро, крупные торговые центры, вокзалы), то вторая проблема требует детального рассмотрения и проработки при проектировании АНД.

Список литературы:

1. European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 // Resuscitation. October 2010. Vol. 81. Iss. 10. P. 233.
2. Yu T., Weil M.H., Tang W. et al. Adverse outcomes of interrupted precordial compression during automated defibrillation // Circulation. 2002. Vol. 106. PP. 368-372.
3. Edelson D.P. et al. Effects of compression depth and pre-shock pauses predict defibrillation failure during cardiac arrest // Resuscitation. 2006. Vol. 71 (2). PP. 137-145.
4. Langhelle A., Eftestol T., Myklebust H., Eriksen M., Holten B.T., Steen P.A. Reducing CPR artefacts in ventricular fibrillation in vitro // Resuscitation. 2001. Vol. 48 (3). PP. 279-291.
5. Strommenger H.U., Lindner K.H., Brown C.G. Analysis of the ventricular fibrillation ECG signal amplitude and frequency parameters as predictors of countershock success in humans // Chest. 1997. Vol. 111 (3). PP. 584-589.
6. Rheinberger K., Steinberger T., Unterkofler K., Baubin M., Klotz A., Amann A. Removal of CPR Artifacts from the Ventricular Fibrillation ECG by Adaptive Regression on Lagged Reference Signals // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2006. Submitted.
7. Ruiz de Gauna S., Ruiz J., Irusta U., Aramendi E., Lazkano A., Gutierrez J.J. CPR artefact removal from VF signals by means of an adaptive Kalman filter using the chest compression frequency as reference signal / In: Proceedings of the 32th Annual International Conference on Computers in Cardiology. 2005. PP. 175-178.
8. Li Y., Bisera J., Weil M., Tang W. An algorithm used for ventricular fibrillation detection without interrupting chest compression // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2012. Vol. 59 (1). PP. 78-86.
9. Gonzalez-Otero D., Ruiz de Gauna S., Ruiz J., Ayala U., Alonso E. Automatic Detection of Chest Compression Pauses using the Transthoracic Impedance Signal // Computing in Cardiology (CinC). 2012. PP. 21-24.
10. Базаев Н.А., Тельшиев Д.В. Комплексный алгоритм автоматического определения фибрилляции // Медицинская техника. 2009. № 2. С. 22-25.
11. Тельшиев Д.В. Алгоритм определения фибрилляции желудочков для автоматических наружных дефибрилляторов // Известия вузов. Электроника. 2010. № 1. С. 80-87.
12. Тельшиев Д.В. Адаптивный комплексный алгоритм определения шоковых ритмов сердца для использования в автоматических наружных дефибрилляторах // Медицинская техника. 2011. № 6. С. 7-11.

Станислав Викторович Забодаев,
студент,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
Игорь Валерьевич Нестеренко,
руководитель отдела разработки,
ЗАО «ЗИТЦ-МТ»,
Дмитрий Викторович Тельшиев,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: telyshev@bmslab.miet.ru