

Показана можливість моніторингу змін у функціонуванні серця прослуховуванням і аналізом його шуму за допомогою ноутбуків або смартфонів. В основі системи лежить технологія робастного noise аналізу шуму серця. Система дозволяє користувачам ноутбуків і смартфонів в домашніх або робочих умовах відстежувати можливі зміни в серцево-судинній системі

Ключові слова: перешикода, шум серця, кореляційна функція, серцево-судинна система, ноутбук, смартфон

Показана возможность мониторинга изменений в функционировании сердца прослушиванием и анализом его шума при помощи ноутбуков или смартфонов. В основе системы лежит технология робастного noise анализа шума сердца. Система позволяет пользователям ноутбуков и смартфонов в домашних или рабочих условиях отслеживать возможные изменения в сердечно-сосудистой системе

Ключевые слова: помеха, шум сердца, корреляционная функция, сердечнососудистая система, ноутбук, смартфон

УДК 519.216
DOI: 10.15587/1729-4061.2015.55468

РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОЙ СИСТЕМЫ РОБАСТНОГО NOISE МОНИТОРИНГА ИЗМЕНЕНИЙ В ФУНКЦИОНИРОВАНИИ СЕРДЦА

Н. Э. Рзаева

Научный сотрудник

Институт Систем Управления Национальной
Академии Наук Азербайджана
ул. Б. Вахабзаде, 9, г. Баку,
Азербайджанская Республика, AZ1141
E-mail: nikanel1@gmail.com

1. Введение

Количество случаев заболевания сердца в наше время прогрессивно увеличивается и охватывает широкие слои населения. Трудность своевременной диагностики этих заболеваний усугубляется в связи с большой загруженностью врачей и высокой стоимостью большинства медицинских методов диагностики. По этим причинам во многих случаях большой обращается к врачу на стадии, когда болезнь приобретает явно выраженную форму. При этом, несмотря на то, что заболевание поддается диагностике известными методами, его лечение значительно усложняется [1].

Известно, что по вине несвоевременной диагностики заболеваний сердца имеет место большое количество трагических последствий. В связи с этим, проблема диагностики этих заболеваний находится под пристальным вниманием ученых и врачей [2–6].

Существующие на сегодняшний день мобильные средства мониторинга не позволяют оценивать состояние сердечно-сосудистой системы (ССС) в режиме онлайн. Известны системы, позволяющие решить эту задачу путем передачи ЭКГ на сервер через каналы связи для последующей обработки и анализа в кардиологическом центре [2–6]. Однако указанная процедура требует больших материальных затрат, что усложняет возможность ее массового применения.

Известна система Holter monitor для непрерывного суточного записывания ЭКГ с последующим анализом у специалиста-кардиолога. Эта система выявляет изменения состояния ССС только по прошествии определенного времени с привлечением специалиста-кардиолога, поэтому результат мониторинга нередко оказывается запоздалым.

Также известна система «Easy ECG Mobile», которая регистрирует ЭКГ и ее запись передается практически мгновенно по беспроводной локальной сети или за несколько секунд по сети Интернет [3].

Известна еще одна система «Ericsson Mobile Health» (EMH), которая позволяет осуществить дистанционный мониторинг состояния ССС [4].

Решению этого вопроса посвящен ряд работ [7–12].

Указанные системы мобильных средств мониторинга состояний сердечно-сосудистой системы имеют следующие недостатки:

- неспособность в режиме онлайн, без участия медицинского персонала, определить необходимость в прохождении медицинского обследования;

- неспособность непрерывного контроля за изменениями в состоянии больных, страдающих сердечно-сосудистыми заболеваниями;

- неспособность выявления начальной стадии заболеваний ССС без участия медицинского персонала, что могло бы уберечь людей от дальнейших осложнений в случае их своевременного обращения к врачу.

В связи с вышеуказанным, представляет интерес идентификация начала изменений в функционировании сердца по характеристикам его шума при помощи ноутбуков и смартфонов в режиме онлайн. Это позволит потенциальным больным в домашних условиях убедиться в необходимости обращения к врачу. Или наоборот, в большинстве случаев в результате мониторинга им будет представлена информация о том, что в этом нет необходимости. Благодаря этому минимизируется количество ложных обращений к врачам. Тем самым будет разгружено их ценное время. Кроме того, это освободит пациента от беспочвенной траты времени, сил и средств. Ни одна из вышеуказанных систем

эту функцию в режиме онлайн и без участия медицинского персонала не выполняет. Решению данных проблем посвящена данная статья.

В работе предлагаются технологии робастной идентификации шума сердца для мониторинга начала изменений в ССС при помощи ноутбуков и смартфонов. Это позволит их владельцам в реальном масштабе времени в домашних или в рабочих условиях получить информацию об изменении состояния своего сердца в режиме онлайн.

Предложенная система не требует наличия каких-либо дополнительных медицинских услуг. Она позволяет пользователю при помощи ноутбука или смартфона самому определить, есть ли необходимость обращаться к врачу.

2. Анализ литературных данных и постановка проблемы

Как было указано выше, своевременная диагностика ССС заболеваний на сегодняшний день усложняется высокой стоимостью медицинских обследований. Кроме того, данная процедура отнимает много времени и сил не только у пациентов, но и у врачей.

При наличии системы с использованием ноутбука или смартфона, человек сумеет в домашних условиях убедиться, что в его состоянии не произошло никаких изменений и ему не стоит проходить дорогостоящую процедуру профилактических медицинских проверок и терять на это большое количество времени, сил и средств. В других случаях предложенная система позволит проводить мониторинг начальной стадии, когда заболевание может с легкостью поддаваться лечению [1, 7].

В связи с вышеуказанным, создание таких систем представляет собой очень важный практический интерес. Данная статья посвящена возможности создания и перспективе массового применения мобильных средств мониторинга таких широко распространенных заболеваний, как заболевания ССС.

Целесообразность создания таких систем связана с тем, что доступным для измерения параметром человеческого организма для мониторинга изменения состояния функционирования сердца является шум сердца.

Однако погрешность полученных оценок корреляционных функций от влияния шума $\epsilon(t)$, сопровождающего полезный сигнал $U(t)$, в условиях измерения шума сердца при помощи микрофона меняется в достаточно большом диапазоне. Это связано с тем, что процесс прослушивания шума сердца происходит либо в комнатных, либо в рабочих условиях при высокой или низкой температурах, в зависимости от сезона: в ветреную или дождливую погоду и даже, может быть, при вибрации, тряске и т. д.

Вследствие этого, в процессе прослушивания сердца на вход микрофона вместо полезного сигнала $U(t)$ поступает сигнал зашумленный помехой $\epsilon(t)$. При этом анализируемый сигнал в аналоговой форме имеет вид

$$g(t) = U(t) + \epsilon(t), \quad (1)$$

в цифровой форме имеет вид

$$g(i\Delta t) = U(i\Delta t) + \epsilon(i\Delta t). \quad (2)$$

Из-за вышеуказанных причин, как амплитуда, так и спектр помехи $\epsilon(i\Delta t)$ меняются в довольно большом диапазоне. При этом погрешность полученных оценок корреляционных функций $R_{gg}(i\Delta t)$ шума сердца $g(i\Delta t)$ из-за вышеуказанных причин с течением времени меняется в очень большом диапазоне. По этой причине обеспечение условия робастности, оценок корреляционной функции в реальном масштабе времени, т. е. исключение зависимости полученных результатов от изменения помехи $\epsilon(i\Delta t)$, не удастся. Это, в свою очередь, затрудняет решение задач идентификации шума сердца с применением корреляционных методов. Следовательно, для обеспечения адекватности идентификации требуется выполнение условия робастности, т. е. устранение влияния указанных факторов на погрешность оценок $R_{gg}(i\Delta t)$.

На первый взгляд, применением фильтрации помехи, сопровождающей полезный сигнал $U(i\Delta t)$, можно устранить влияние указанных погрешностей на результат идентификации шума сердца. При стабильном спектре помехи обычно применение технологии фильтрации дает удовлетворительные результаты. Однако спектр помехи и ее дисперсия из-за различных факторов меняется в большом диапазоне и при применении технологии фильтрации шума сердца не достигается желаемый результат. По этой причине не всегда удается получить удовлетворительные результаты путем корреляционного анализа шума сердца с применением процедуры фильтрации. Поэтому для решения рассматриваемой задачи необходимо создание технологий вычисления таких оценок корреляционных характеристик, на которые практически не влияют изменения указанных помех.

Для этого в первую очередь целесообразно введение оценок $R_{gg}(i\Delta t)$ к единой безразмерной величине путем применения процедуры нормирования [5, 7–9]. Однако проведенный анализ показывает, что при применении традиционных методов в нормированные оценки корреляционных функций $r_{gg}(i\Delta t)$ вносится дополнительная погрешность. Это, в свою очередь, также затрудняет обеспечение адекватности результатов анализа шума сердца. Рассмотрим этот вопрос более подробно.

Известно, что нормированная корреляционная функция полезного сигнала $U(i\Delta t)$ вычисляется по формуле [13–17]

$$\begin{aligned} r_{UU}(\mu) &= R_{UU}(\mu) / D_U = \\ &= R_{UU}(\mu) / R_{UU}(\mu = 0), \end{aligned} \quad (3)$$

где оценка дисперсии $D_U = R_{UU}(\mu)$ при $\mu = 0$ определяется по выражению

$$\begin{aligned} R_{UU}(\mu = 0) &= D_U = \\ &= 1/N \sum_{i=1}^N U(i\Delta t)U(i\Delta t). \end{aligned} \quad (4)$$

Оценки корреляционной функции $R_{UU}(\mu)$ полезного сигнала $U(i\Delta t)$ при $\mu \neq 0$ вычисляются по формуле

$$R_{UU}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N U(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t), \quad \mu = 0, 1, 2, 3. \quad (5)$$

Также известно, что оценки нормированных корреляционных функций $r_{gg}(\mu)$ зашумленного сигнала $g(i\Delta t)$ вычисляются по формуле:

$$r_{gg}(\mu) = R_{gg}(\mu) / D_g = R_{gg}(\mu) / R_{gg}(\mu = 0), \quad (6)$$

где

$$\begin{aligned} R_{gg}(\mu) &= 1/N \sum_{i=1}^N g(i\Delta t)g((i+\mu)\Delta t) = \\ &= 1/N \sum_{i=1}^N [U(i\Delta t) + \varepsilon(i\Delta t)] [U((i+\mu)\Delta t) + \varepsilon((i+\mu)\Delta t)] = \\ &= 1/N \sum_{i=1}^N [U(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t) + \\ &+ U(i\Delta t)\varepsilon((i+\mu)\Delta t) + \varepsilon(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t) + \\ &+ \varepsilon(i\Delta t)\varepsilon((i+\mu)\Delta t)]. \end{aligned} \quad (7)$$

Для обеспечения адекватности результатов идентификации шума сердца необходимо, чтобы в результате нормирования корреляционных функций сигнала $g(i\Delta t)$ по выражениям (6), (7) выполнялось условие

$$r_{UU}(\mu) \approx r_{gg}(\mu). \quad (8)$$

Очевидно, что при $\mu = 0$ результаты нормирования, полученные по выражениям (3) и (6), будут совпадать, т. е.

$$\begin{aligned} r_{UU}(\mu = 0) &= R_{UU}(\mu = 0) / D_U = \\ &= r_{gg}(\mu = 0) = R_{gg}(\mu = 0) / D_g = 1. \end{aligned} \quad (9)$$

Также очевидно, что результаты нормирования, полученные по выражениям (5) и (7), будут отличаться, т. е.

$$\begin{aligned} r_{UU}(\mu) &= R_{UU}(\mu) / R_{UU}(\mu = 0) \neq \\ &\neq r_{gg}(\mu) = R_{gg}(\mu) / R_{gg}(\mu = 0). \end{aligned} \quad (10)$$

Следовательно, при применении формулы (6) только при $\mu = 0$ получается правильный результат. Для остальных случаев, когда $\mu \neq 0$, результаты нормирования корреляционных функций зашумленного сигнала отличаются от результата нормирования корреляционных функций полезного сигнала. Эксперименты показали, что это является основной причиной нарушения адекватности результатов идентификации шума сердца.

Очевидно, что для устранения погрешности реализации традиционной процедуры нормирования оценок $r_{gg}(\mu \neq 0)$ целесообразно выражение (6) привести к виду

$$r_{gg}^R(\mu \neq 0) = R_{gg}(\mu \neq 0) / R_{UU}(\mu = 0). \quad (11)$$

Однако, как было указано выше, из-за влияния помехи $\varepsilon(i\Delta t)$ определение оценки $R_{UU}(\mu = 0)$ практически невозможно.

В связи с вышеуказанным, для создания системы мониторинга ССС необходима разработка технологии, ориентированной на устранение влияния помехи $\varepsilon(i\Delta t)$ на оценки нормированных корреляционных функций $r_{gg}(\mu \neq 0)$ зашумленных сигналов $g(i\Delta t)$. При этом требуется получить такие робастные оценки нор-

мированных корреляционных функций $r_{gg}^R(\mu)$ шума сердца $g(i\Delta t)$, которые обеспечили бы выполнение условия робастности, т. е.

$$r_{gg}^R(\mu) \approx r_{UU}^R(\mu). \quad (12)$$

Экспериментальные исследования показали, что при переходе сердца из одного состояния функционирования в другое, например, в период перехода из привычного состояния в новое состояние, влияние помехи на оценки $R_{gg}(\mu)$ меняется и при этом каждому возможному состоянию соответствует определенный диапазон оценки дисперсии помехи D_ε . В связи с этим в данной работе для обеспечения адекватности идентификации состояния функционирования сердца в реальном масштабе времени также предусмотрено применение технологии вычисления оценок D_ε зашумленного сигнала $g(i\Delta t)$ [1, 13–16].

3. Цель и задачи исследования

Известно, что многие люди, страдающие сердечно-сосудистыми заболеваниями, обращаются к врачу, когда их болезни уже приобретают явно выраженную форму. Это значительно усложняет их лечение и требует от них больших материальных и временных затрат. При этом нередко после лечения их здоровье восстанавливается не полностью.

Целью работы является разработка технологий и системы мониторинга изменений в функционировании сердца при помощи ноутбуков и смартфонов в режиме онлайн.

Предлагаются два варианта предложенной системы: 1) для массового использования – для здоровых людей, желающих просто контролировать свое сердце; 2) для больных, страдающих ССС заболеваниями.

Для мониторинга изменений в ССС подразумевается оснащение ноутбуков и смартфонов программными средствами, позволяющими идентифицировать начало периода изменений в его сердце.

Предложенная система позволит создать удобный и доступный инструмент, при помощи которого потенциальные больные смогли бы в домашних условиях получить информацию о целесообразности обращения к врачу на начальном этапе изменений в состоянии их сердца. Таким образом, создание данной системы позволит минимизировать количество необоснованных обращений к врачу, что намного облегчит его труд.

Для достижения поставленной цели были поставлены следующие задачи:

- разработка технологий для мониторинга начала зарождения изменений в сердце, на основе робастных noise характеристик, которые будут использованы в качестве информативного признака при мониторинге состояния ССС;

- проведение экспериментальных исследований для тестирования надежности идентификации предложенными технологиями начала изменения состояния ССС и анализ полученных результатов;

- создание концепции системы для мониторинга начала изменений в ССС для людей, страдающих заболеваниями сердца, а также здоровых людей, же-

лающих проводить периодические профилактические проверки состояния своего сердца в домашних или прочих вне клинических условиях.

4. Технология коррекции погрешностей нормирования корреляционных функций шума сердца

Как было указано выше, при вычислении оценок нормированных корреляционных функций шума сердца возникают определенные трудности, связанные с вычислением оценок значения дисперсии $D_U = R_{UU}(\mu = 0)$ полезного сигнала $U(i\Delta t)$. Это, в свою очередь, приводит к погрешностям результатов решения задач идентификации, диагностики, управления и т. д. Поэтому создание технологии вычисления оценки дисперсии помехи полезного сигнала имеет очень важный практический интерес.

Ниже рассматривается один из возможных вариантов решения этой задачи. Для этого формулу (7) вычисления оценок автокорреляционной функции $R_{gg}(\mu)$ централизованного дискретизированного случайного сигнала $g(i\Delta t)$ с учетом влияния помехи $\varepsilon(i\Delta t)$ представим в виде:

$$\begin{aligned} R_{gg}(\mu) &= 1/N \sum_{i=1}^N g(i\Delta t)g((i+\mu)\Delta t) = \\ &= 1/N \sum_{i=1}^N [U(i\Delta t) + \varepsilon(i\Delta t)][U((i+\mu)\Delta t) + \varepsilon((i+\mu)\Delta t)] = \\ &= 1/N \sum_{i=1}^N [U(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t) + U(i\Delta t)\varepsilon((i+\mu)\Delta t) + \\ &+ \varepsilon(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t) + \varepsilon(i\Delta t)\varepsilon((i+\mu)\Delta t)] = \\ &= R_{UU}(\mu) + R_{U\varepsilon}(\mu) + R_{\varepsilon U}(\mu) + R_{\varepsilon\varepsilon}(\mu), \end{aligned} \quad (13)$$

где

$$R_{UU}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N U(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t);$$

$$R_{U\varepsilon}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N U(i\Delta t)\varepsilon((i+\mu)\Delta t);$$

$$R_{\varepsilon U}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N \varepsilon(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t);$$

$$R_{\varepsilon\varepsilon}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N \varepsilon(i\Delta t)\varepsilon((i+\mu)\Delta t).$$

Известно, что оценки $R_{U\varepsilon}(\mu)$, $R_{\varepsilon U}(\mu)$ и $R_{\varepsilon\varepsilon}(\mu)$ можно считать равными нулю, так как отсчеты полезного сигнала $U(i\Delta t)$ и помехи $\varepsilon(i\Delta t)$, отсчеты помехи $\varepsilon(i\Delta t)$ и $\varepsilon((i+\mu)\Delta t)$ при $\mu \neq 0$ не коррелируют между собой т. е:

$$\begin{cases} R_{U\varepsilon}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N U(i\Delta t)\varepsilon((i+\mu)\Delta t) \approx 0, \\ R_{\varepsilon U}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N \varepsilon(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t) \approx 0, \\ R_{\varepsilon\varepsilon}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N \varepsilon(i\Delta t)\varepsilon((i+\mu)\Delta t) \approx 0. \end{cases} \quad (14)$$

Тогда, принимая во внимание выражение (5), формулу (13) можно представить в виде:

$$\begin{aligned} R_{gg}(\mu \neq 0) &\approx R_{UU}(\mu \neq 0) = \\ &= 1/N \sum_{i=1}^N U(i\Delta t)U((i+\mu)\Delta t). \end{aligned}$$

Следовательно, принимая во внимание выражения (4)–(15), формулу (6) вычисления оценок нормированной корреляционной функции зашумленного сигнала $g(i\Delta t)$ можно представить в виде:

$$\begin{aligned} r_{gg}^R(\mu \neq 0) &= R_{gg}(\mu \neq 0) / D_U = \\ &= R_{UU}(\mu \neq 0) / D_U. \end{aligned} \quad (15)$$

Учитывая, что дисперсия зашумленного сигнала D_g состоит из суммы [1, 13, 14]

$$D_g = D_U + D_\varepsilon,$$

формулу вычисления нормированной корреляционной функции можно представить в виде

$$r_{gg}^R(\mu \neq 0) = R_{gg}(\mu \neq 0) / (D_g - D_\varepsilon). \quad (16)$$

Понятно, что для реализации этой формулы необходимо значение оценки дисперсии помехи $\varepsilon(i\Delta t)$, которую можно вычислить по выражению [14–17]:

$$\begin{aligned} D_\varepsilon &\approx \\ &\approx 1/N \sum_{i=1}^N [g^2(i\Delta t) + g(i\Delta t)g((i+2)\Delta t) - 2g(i\Delta t)g((i+1)\Delta t)]. \end{aligned} \quad (17)$$

Отметим, что на суммарную помеху, т. е. на оценку D_ε , также влияет значение взаимнокорреляционной функции между полезным сигналом $U(i\Delta t)$ и помехой $\varepsilon(i\Delta t)$. Известно [13–16], что оценку релейной взаимнокорреляционной функции между $U(i\Delta t)$ и $\varepsilon(i\Delta t)$ можно определить по выражению (18)

$$\begin{aligned} R_{U\varepsilon}^* &= 1/N \sum_{i=1}^N [sgng(i\Delta t)g(i\Delta t) - 2sgng(i\Delta t)g((i+1)\Delta t) + \\ &+ sgng(i\Delta t)g((i+2)\Delta t)] \end{aligned} \quad (18)$$

Таким образом, с применением выражений (16) и (17) можно вычислить робастные нормированные оценки $r_{gg}^R(\mu \neq 0)$ корреляционных функций $R_{gg}(\mu \neq 0)$.

Благодаря этому появляется возможность, исключением дополнительной погрешности от влияния помех, обеспечить робастность оценок нормированных корреляционных функций $r_{gg}^R(\mu \neq 0)$.

Ниже предлагаются результаты вычислительного эксперимента, подтверждающие простоту и достоверность предложенной процедуры коррекции погрешностей нормирования корреляционных функций.

На рис. 1 приведен график первых 100 отсчетов случайных сигналов $U(t)$, $\varepsilon(t)$ и $g(t)$, которые формируются по хорошо известной технологии.

По формулам (13)–(17) вычисляются их оценки $r_{UU}(\mu)$, $r_{gg}(\mu)$, $r_{gg}^R(\mu)$ и на рис. 2 приведены графики.

Как видно из графика на рис. 2, оценки нормированной корреляционной функции $r_{gg}^R(\mu)$ сигнала $g(i\Delta t)$, вычисленные по формуле (17), дают более достоверный результат.

В табл. 1 приведены результаты полученных оценок $r_{UU}(\mu)$, $r_{gg}(\mu)$, $r_{gg}^R(\mu)$ в зависимости от значения μ .

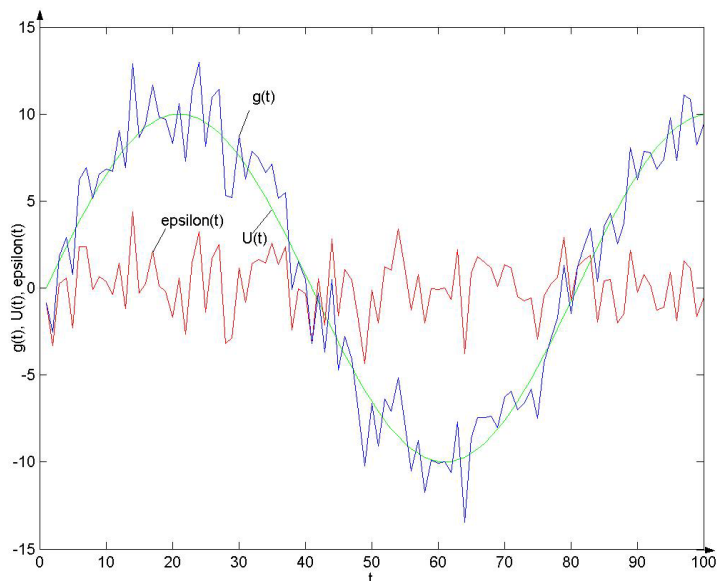


Рис. 1. Графики изменения $U(t)$, $g(t)$ и $\epsilon(t)$ (epsilon(t)) во времени

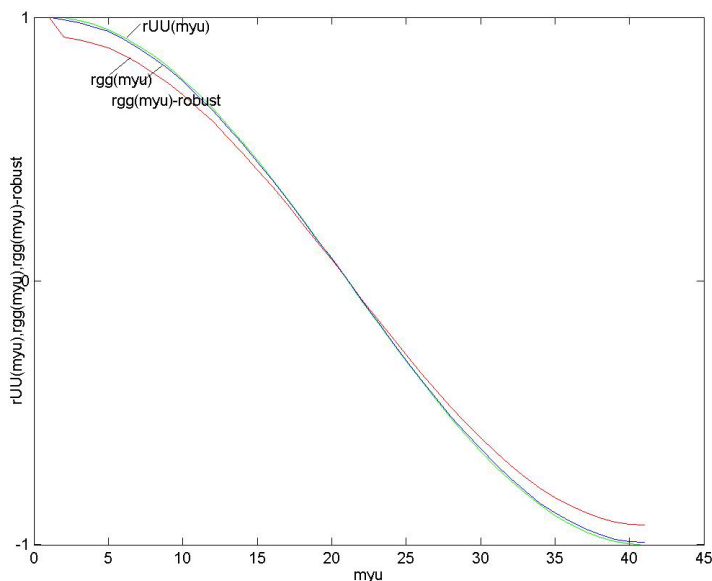


Рис. 2. Графики нормированных корреляционных функций зашумленного сигнала $r_{gg}(\mu)$ ($rgg(myu)$) и полезного сигнала $r_{UU}(\mu)$ ($rUU(myu)$), а также робастной корреляционной функции зашумленного сигнала $r_{gg}^R(\mu)$ ($rgg(myu)-robust$)

Как видно из полученных результатов, графики $r_{UU}(\mu)$ и $r_{gg}^R(\mu)$ практически совпадают. В то же время график $r_{gg}(\mu)$, из-за погрешностей традиционной процедуры нормирования, значительно отличается от истинных значений $r_{UU}(\mu)$. Таким образом, целесообразность практического применения предложенной процедуры нормирования очевидна.

Таблица 1

Результаты вычисления оценок $r_{UU}(\mu)$, $r_{gg}(\mu)$, $r_{gg}^R(\mu)$ в зависимости от значения μ

μ	$r_{UU}(\mu)$	$r_{gg}(\mu)$	$r_{gg}^R(\mu)$	μ	$r_{UU}(\mu)$	$r_{gg}(\mu)$	$r_{gg}^R(\mu)$
0	1	1	1	21	-0.0731	-0.0663	-0.0707
1	0.9973	0.9261	0.9873	22	-0.1512	-0.1395	-0.1488
2	0.9885	0.9145	0.9749	23	-0.2282	-0.2111	-0.2250
3	0.9736	0.9027	0.9623	24	-0.3039	-0.2807	-0.2992
4	0.9527	0.8827	0.9410	25	-0.3777	-0.3507	-0.3739
5	0.9259	0.8549	0.9114	26	-0.4492	-0.4158	-0.4433
6	0.8934	0.8266	0.8812	27	-0.5179	-0.4775	-0.5090
7	0.8554	0.7913	0.8436	28	-0.5835	-0.5378	-0.5733
8	0.8121	0.7495	0.7990	29	-0.6454	-0.5961	-0.6355
9	0.7639	0.7096	0.7564	30	-0.7033	-0.6499	-0.6929
10	0.7109	0.6575	0.7009	31	-0.7569	-0.7017	-0.7480
11	0.6535	0.6053	0.6452	32	-0.8059	-0.7465	-0.7958
12	0.5921	0.5484	0.5846	33	-0.8498	-0.7843	-0.8361
13	0.5270	0.4872	0.5194	34	-0.8886	-0.8220	-0.8763
14	0.4587	0.4232	0.4511	35	-0.9218	-0.8524	-0.9087
15	0.3876	0.3575	0.3811	36	-0.9494	-0.8786	-0.9366
16	0.3141	0.2897	0.3089	37	-0.9711	-0.8963	-0.9555
17	0.2386	0.2198	0.2343	38	-0.9868	-0.9121	-0.9724
18	0.1617	0.1509	0.1609	39	-0.9965	-0.9202	-0.9810
19	0.0838	0.0784	0.0836	40	-1.0000	-0.9252	-0.9863
20	0.0053	0.0062	0.0066	-	-	-	-

5. Процедура определения информативных признаков для мониторинга состояния ССС

Ниже предлагается соответствующая последовательность вычислений, совокупность которых составляет процедуру нормирования корреляционных функций шума сердца $g(i\Delta t)$.

1) По выражению

$$R_{gg}(\mu) = 1/N \sum_{i=1}^N g(i\Delta t)g((i+\mu)\Delta t)$$

вычисляются оценки корреляционной функции сигнала $g(i\Delta t)$ при $\mu = 1, 2, 3, 4, \dots$;

2) По выражению

$$D_g = 1/N \sum_{i=1}^N g(i\Delta t)g(i\Delta t)$$

вычисляется оценка дисперсии сигнала $g(i\Delta t)$;

3) По выражению

$$D_\epsilon \approx 1/N \sum_{i=1}^N [g^2(i\Delta t) + g(i\Delta t)g((i+2)\Delta t) - 2g(i\Delta t)g((i+1)\Delta t)];$$

вычисляется оценка дисперсии помехи D_ϵ ;

4) По выражению

$$R_{UU}(\mu=0) = D_g - D_\epsilon$$

вычисляется значение дисперсии $R_{UU}(\mu=0)$ полезного сигнала $U(i\Delta t)$;

5) По выражению

$$r_{gg}^R(\mu) = \begin{cases} R_{gg}(\mu=0)/D_g = 1 & \text{при } \mu = 0 \\ R_{gg}(\mu)/(D_g - D_\epsilon) & \text{при } \mu \neq 0 \end{cases} \quad (19)$$

вычисляются оценки нормированной корреляционной функции $r_{gg}^R(\mu)$ сигнала $g(i\Delta t)$ при $\mu = 0, 1, 2, 3, \dots$

Проведенные теоретические и экспериментальные исследования показали, что при применении предлагаемой процедуры вычисления робастных оценок $r_{gg}^R(\mu)$ шума сердца $g(i\Delta t)$, в зависимости от изменения состояния функционирования сердца, форма кривой ее нормированной корреляционной функции также меняется. Эта специфическая особенность робастных нормированных корреляционных функций шума сердца позволила создать технологию решения задачи идентификации состояния функционирования сердца, которая сводится к следующему:

1. Путем анализа шума сердца, полученные на выходе микрофона по формуле (19) определяются оценки корреляционной функции $r^R(\mu)$, при $\mu = 1\Delta t$, $\mu = 2\Delta t$, $\mu = 3\Delta t$, ..., $\mu = i\Delta t$.

2. Из полученных результатов на кривой корреляционной функции выбираются такие оценки, при которых значения $r^R(\mu)$ равны 0,75, 0,5, 0,25 и 0 соответственно.

3. На оси времени t фиксируются те временные отрезки $\Delta t_{\mu_{0,75}}$, $\Delta t_{\mu_{0,5}}$, $\Delta t_{\mu_{0,25}}$ и Δt_{μ_0} , при которых оценки $r^R(\mu)$ равны 0,75, 0,5, 0,25 и 0 соответственно. Они, т. е. указанные временные отрезки, принимаются как основные информативные признаки, так как именно их комбинация меняется при изменении состояния функционирования сердца.

Проведенные эксперименты показали, что в качестве информативных признаков также целесообразно использовать коэффициент K_ϵ , который представляет собой соотношение $K_\epsilon = R_{X_\epsilon}/D_\epsilon$, где D_ϵ и R_{X_ϵ} определяются по выражениям (17), (18).

Таким образом, в результате применения указанной технологии каждый раз после прослушивания сердца микрофоном в результате вычисления оценки робастной нормированной корреляционной функции шума сердца в качестве информативных признаков определяются комбинации величин K_ϵ , $\mu_{0,75}$, $\mu_{0,5}$, $\mu_{0,25}$, μ_0 . В течение достаточно длительного времени экспериментально было установлено, что эти величины практически несут в себе информацию о динамике изменения состояния сердца, так как их комбинации при изменении состояния сердца меняются. Эта специфическая особенность изменения оценок $r^R(\mu)$ при изменении состояния сердца позволила их использовать, как индикаторы для выявления начала этих изменений. Благодаря этому стало очевидно, что при решении задачи идентификации состояния функционирования сердца для каждого человека из комбинаций информативных признаков $\mu_{0,75}$, $\mu_{0,5}$, $\mu_{0,25}$, μ_0 и K_ϵ можно форми-

ровать эталоны соответствующих состояний сердца. При этом, сравнивая их с текущими оценками, можно осуществить мониторинг состояния сердца в реальном масштабе времени.

Для проверки достоверности и надежности полученных результатов с применением этой технологий были проведены многочисленные испытания.

Эксперименты проводились в течении 20-ти дней над тремя группами научных сотрудников. В первую группу вошли молодые в возрасте 20–30 лет. Во вторую группу вошли люди среднего возраста 30–50 лет. В третью группу вошли пожилые люди в возрасте 70–80 лет.

В ходе испытаний в течение 20-ти дней ежедневного тестирования участвовали 15 человек из указанных возрастных групп. Прослушивание шума сердца каждого участника испытаний происходило в 2 этапа: сначала в естественном режиме, а затем после некоторой физической нагрузки. Оценки были вычислены до физических нагрузок и сразу после них. Известно, что физические нагрузки вызывают изменения состояния сердца по сравнению с нормальным режимом. Поэтому можно допустить, что если при этом текущие комбинации информативных признаков отличаются от эталонных, то можно предположить, что применяемой технологией можно выявить любые изменения состояния сердца. Для того, чтобы эксперименты были более информативными, участники испытания подвергались различным физическим нагрузкам, таким как приседания, пробежки. По полученным результатам формировались комбинации информативных признаков в виде K_ϵ , $\mu_{0,75}$, $\mu_{0,5}$, $\mu_{0,25}$, μ_0 . После такой разнообразной физической нагрузки изменение текущей оценки этих информативных признаков позволило выявить достоверность и надежность мониторинга изменения сердца по его шуму. Ниже, в табл. 2–7, приведены результаты эксперимента для представителей различных возрастов только одного дня, так как результаты остальных дней незначительно отличаются от них. Из табл. 2–7 очевидно, что при помощи комбинаций K_ϵ , $\mu_{0,75}$, $\mu_{0,5}$, $\mu_{0,25}$, μ_0 можно в реальном масштабе времени осуществить идентификацию состояния функционирования сердца каждого человека. Многочисленные эксперименты, часть которых приведены в табл. 2–7, подтвердили эту специфику указанных информативных признаков. Благодаря простоте вычисления этих информативных признаков они могут быть легко реализованы как в ноутбуках, так и в смартфонах. Это открывает возможность широкого повседневного применения рассматриваемой технологии пользователями ноутбуков и смартфонов.

Отметим, что во время экспериментов шум сердца $g(i\Delta t)$ был дискретизирован с шагом $\Delta t = 1$ мсек. При этом, во время вычисления оценок $r_{gg}^R(\mu)$, сначала вычисления проводились при $\mu_1 = 1\Delta t$, $\mu_2 = 2\Delta t$, $\mu_3 = 3\Delta t$, ...

Затем вычисления проводились при $\mu_1 = 2\Delta t$, $\mu_2 = 4\Delta t$, $\mu = 6\Delta t$, ...

Затем при $\mu_1 = 3\Delta t$, $\mu_2 = 6\Delta t$, $\mu_3 = 9\Delta t$, ...

Затем при $\mu_1 = 4\Delta t$, $\mu_2 = 8\Delta t$, $\mu_3 = 12\Delta t$, ...

Затем при $\mu_1 = 5\Delta t$, $\mu_2 = 10\Delta t$, $\mu_3 = 15\Delta t$, ...

Ниже приведены результаты для случая, когда $\mu_1 = 5\Delta t$, $\mu_2 = 10\Delta t$, $\mu_3 = 15\Delta t$, ...

Таблица 2

Результаты мониторинга испытуемого № 1, 22 года

Date and time	Состояние	$\mu_{0.75}$	$\mu_{0.5}$	$\mu_{0.25}$	μ_0	$K_1 = D_\epsilon / D_g$
04.05.15 10:37	Д.Н.	25	35	45	50	-0.0377
	П.Н	20	30	35	35	-0.0559

Примечание: Д. Н. – до нагрузки; П.Н – после нагрузки

Таблица 3

Результаты мониторинга испытуемого № 2, 25 лет

Date and time	Состояние	$\mu_{0.75}$	$\mu_{0.5}$	$\mu_{0.25}$	μ_0	$K_1 = D_\epsilon / D_g$
05.05.15 12:03	Д.Н.	25	35	40	45	-0.0393
	П.Н	20	25	30	30	-0.0590

Таблица 4

Результаты мониторинга испытуемого № 3, 30 лет

Date and time	Состояние	$\mu_{0.75}$	$\mu_{0.5}$	$\mu_{0.25}$	μ_0	$K_1 = D_\epsilon / D_g$
04.05.15 10:38	Д.Н.	25	35	45	60	-0.0532
	П.Н	20	30	35	35	-0.0718

Таблица 5

Результаты мониторинга испытуемого № 4, 40 лет

Date and time	Состояние	$\mu_{0.75}$	$\mu_{0.5}$	$\mu_{0.25}$	μ_0	$K_1 = D_\epsilon / D_g$
04.05.15 11:21	Д.Н.	25	35	40	50	-0.0458
	П.Н	20	30	35	40	-0.0602

Таблица 6

Результаты мониторинга испытуемого № 5, 58 лет

Date and time	Состояние	$\mu_{0.75}$	$\mu_{0.5}$	$\mu_{0.25}$	μ_0	$K_1 = D_\epsilon / D_g$
04.05.15 12:17	Д.Н.	30	40	55	70	-0.0281
	П.Н	30	40	50	60	-0.0414

Таблица 7

Результаты мониторинга испытуемого № 6, 80 лет

Date and time	Состояние	$\mu_{0.75}$	$\mu_{0.5}$	$\mu_{0.25}$	μ_0	$K_1 = D_\epsilon / D_g$
05.05.15 11:49	Д.Н.	25	35	50	70	-0.0266
	П.Н	25	35	45	55	-0.0361

Эксперименты показали, что для здоровых людей при нормальном состоянии функционирования сердца, форма его нормированной корреляционной функции имеет вид экспоненциальной кривой. При начале физической нагрузки эта форма меняется. При увеличении нагрузки она постепенно приближается к линейной форме. При больших нагрузках она приобретает почти линейную форму. Сравнение табл. 2–4 и 5–6 показывают, что у людей из первой группы переход из экспоненциальной формы к линейной и наоборот происходит гораздо быстрее, чем у второй и третьей. Было очевидно, что путем идентификации шума сердца по комбинациям информативных признаков $\mu_{0.75}$, $\mu_{0.5}$, $\mu_{0.25}$, μ_0 , полученным по оценкам нормированных корреляционных функций до и после выполнения некоторой физической нагрузки в течении 2–3-х минут, можно выявить даже незначительное изменение в их

состояниях. Благодаря этому стала очевидной возможность осуществить надежный мониторинг изменения состояния ССС в реальном масштабе времени в домашних, либо в рабочих условиях.

6. Система мониторинга состояния ССС в реальном масштабе времени

Из приведённых в табл. 2–7 экспериментальных результатов очевидно, что пользователи ноутбуков и смартфонов путем вычисления оценок характеристик шума сердца, как в домашних, так и в рабочих условиях в реальном масштабе времени могут осуществить идентификацию состояния работы своего сердца.

Это может быть реализовано в нескольких вариантах. В первом варианте мониторинг осуществляется при помощи электронного стетоскопа Lithmann 3200, подключенного посредством Bluetooth к ноутбуку (рис. 3). Благодаря высокой чувствительности стетоскоп с легкостью прослушивает шум сердца. Во втором варианте мониторинг проводится посредством смартфона, микрофоном которого прослушивается шум сердца (рис. 3).

Процедура прослушивания и мониторинга изменения состояния сердца.

Естественно, что в обоих вариантах для решения задачи идентификации состояния сердца она обеспечивается соответствующими программными средствами.

В начальном этапе процесс обучения мониторинга состояния ССС пользователь ноутбука или смартфона протекает следующим образом. Каждый день в домашних или рабочих условиях в наиболее характерные периоды суток пользователь устанавливает диафрагму стетоскопа или микрофон смартфона на определенную точку в области сердца как это показано на рис. 3. Отметим, что отсчеты $g(i\Delta t)$ шума сердца определяются с шагом $\Delta t = 1$ мсек, т. е. так сигнал $g(i\Delta t)$, полученный на выходе микрофона, дискретизируется с частотой 1 кГц. Благодаря этому цифровая информация, отражающая состояние ССС, от стетоскопа в виде файла заносится в память ноутбука или смартфона. Затем по выражению (19) определяются оценки нормированных корреляционных функций шума сердца. После этого по технологии, описанной выше, определяются комбинации информативных признаков $\mu_{0.75}$, $\mu_{0.5}$, $\mu_{0.25}$, μ_0 , K_e , которые соответствуют текущему состоянию функционирования сердца.

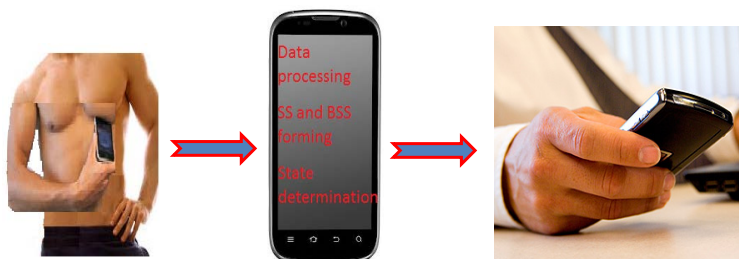
Таким образом, в период обучения ноутбука или смартфона, например, начиная с самого утра, пользователь может прослушивать свое сердце несколько раз. При этом из вышеуказанных оценок составляется комбинация информативных признаков, соответствующая текущему состоянию пользователя и они в виде эталонов заносятся в базу знаний в виде множеств его утреннего состояния. Аналогичным образом создаются эталоны, соответствующие другим временам суток. Эксперименты показали, что оценки, полученные в близкие временные интервалы, отличаются друг от друга, но на незначительную величину. Поэтому интервал времени между прослушиванием целесообразно принимать более одного часа. В результате обучения за день для пользователя будет сформировано

несколько множеств. Из этих множеств формируется банк эталонов, индивидуальный для данного пользователя. Последующие дни процедура повторяется. При этом, если какая-либо комбинация информативных признаков совпадает с уже имеющейся в банке, то отмечается факт совпадения. Если же текущая комбинация отличается от всех уже имеющихся в банке, то в соответствующее множество заносится как новый эталон. Со временем наступает момент, когда вновь полученные текущие оценки неоднократно оказываются равными или близкими по значению к уже имеющимся в банке комбинациям из соответствующего множества. Этим процесс обучения считается завершенным.



Прослушивание шума сердца

Информация о состоянии пользователя



Прослушивание шума сердца

Информация о состоянии пользователя

Рис. 3. Концепция двух вариантов системы онлайн мониторинга изменений в ССС

После этого пользователь аппаратуры в повседневной жизни продолжает прослушивать свое сердце в соответствующие времена суток. При этом, если полученная комбинация оценок совпадает с уже имеющимися в банке оценками из соответствующего множества, на экране появляется сообщение «В состоянии Вашего сердца нет никаких изменений». Если же в какой-то период времени текущая комбинация будет отличаться от всех соответствующих данному состоянию и уже имеющихся в банке, тогда на экране устройства появляется сообщение «В состоянии Вашего сердца произошли изменения». Тогда на экране также появляется перечень всех соответствующих данному состоянию комбинаций оценок из банка, а также значение оценок текущей комбинации. В случае, когда разность этих комбинаций велика, тогда пользователю дается рекомендация обратиться к врачу-кардиологу. Если после обследования врач приходит к выводу, что поводов для беспокойства нет, то текущая комбинация также вносится в соответствующее множество эталонных комбинаций и запоминается в банке эталонов.

Испытания и эксперименты предложенных технологий проводились при помощи стетоскопа Lithmann 3200, подключенного через Bluetooth к ноутбуку. Полученные результаты мониторинга изменения состояния функционирования сердца, часть которых приведены на табл. 2–7 показали возможность обеспечить надежность, до-

стоверность и эффективность применения рассматриваемой системы пользователями ноутбуков и смартфонов.

7. Выводы

В результате проведенных исследований:

– были разработаны технологии, в которых в качестве информативного признака используются робастные noise характеристики шума сердца. На основе этих технологий также приведены подробно описанные и удобные для реализации на ноутбуках и смартфонах алгоритмы;

– в среде компьютерной математики MATLAB на базе вышеприведенных технологий были проведены широкомасштабные тестирования в течении 20-ти дней над тремя группами людей разных возрастных категорий и получены результаты, анализ которых показал, что использование робастных noise характеристик шума сердца в качестве информативных признаков позволяет проводить надежный мониторинг начала изменений в ССС в режиме онлайн;

– в работе предложена система робастного noise мониторинга изменений в функционировании сердца, была проиллюстрирована ее концепция и подробно описана суть ее работы, которая состоит в непрерывном контроле за изменениями робастных noise характеристик шума сердца в режиме онлайн при помощи ноутбуков и смартфонов. При эксплуатации системы становится возможным в домашних, рабочих и прочих вне клинических условиях проводить мониторинг изменений в состоянии сердца, как для людей, страдающих сердечнососудистыми заболеваниями, так и в профилактических целях.

Литература

1. Aliev, T. A. Noise control of heart by means of a smartphone [Text] / T. A. Aliev, T. A. Alizade, N. E. Rzayeva. – Lambert Academic Publishing, 2012. – 156 p.
2. Aerotel Medical Systems [Electronic resource]. – Available at: <http://www.aerotel.com>
3. Cardiacode [Electronic resource]. – Available at: <http://www.cardiacode.eu>
4. EB Neuro [Electronic resource]. – Available at: <http://www.ebneuro.biz>
5. Custo med. Sicherheit in der diagnostik [Electronic resource]. – Available at: <http://www.customed.de>
6. Ericsson [Electronic resource]. – Available at: <http://www.ericsson.com>
7. Imec [Electronic resource]. – Available at: <http://www.imec.be>
8. Kardi.ru [Electronic resource]. – Available at: <http://www.kardi.ru/en/aboutcardiovisor>
9. Lifewatch [Electronic resource]. – Available at: <http://www.lifewatch.com>

10. Nihon Kohden [Electronic resource]. – Available at: <http://www.nihonkohden.com.com>
11. А. с. № 999064. Устройство для диагностики заболеваний [Текст] / Алиев Т. А., Забирова А. К., Мамедов И. Д. – 3265368/18-24 ; заявл. 09.07.81 ; опубл. 23.02.83, Бюл. № 7. – 6 с.
12. Böhm, C. Information Technology in Bio- and Medical Informatics [Text] / C. Böhm, S. Khuri, L. Lhotská, N. Pisanti // Second International Conference, ITBAM 2011. – Toulouse, France : Springer, 2011. doi: 10.1007/978-3-642-23208-4
13. Krizmaric, M. Intelligent analysis in predicting outcome of out-of-hospital cardiac arrest [Text] / M. Krizmaric, M. Verlic, G. Stiglic, S. Grmec, P. Kokol // Computer methods and programs in biomedicine. – 2009. – Vol. 95, Issue 2. – P. 22–32. doi: 10.1016/j.cmpb.2009.02.013
14. Kannathal, N. Cardiac health diagnosis using data fusion of cardiovascular and haemodynamic signals [Text] / N. Kannathal, U. R. Acharya, E. Y. K. Ng, S. M. Krishnan, L. C. Min, S. Laxminarayan // Computer methods and programs in biomedicine. – 2006. – Vol. 82, Issue 2. – P. 87–96. doi: 10.1016/j.cmpb.2006.01.009
15. Maglogiannis, I. Support vectors machine-based identification of heart valve diseases using heart sounds [Text] / I. Maglogiannis, E. Loukis, E. Zafirooulos, A. Stasis // Computer methods and programs in biomedicine. – 2009. – Vol. 95, Issue 1. – P. 47–61. doi: 10.1016/j.cmpb.2009.01.003
16. Das, R. Diagnosis of valvular heart disease through neural networks ensembles [Text] / R. Das, I. Turkoglu, A. Sengu // Computer methods and programs in biomedicine. – 2009. – Vol. 93, Issue 2. – P. 185–191. doi: 10.1016/j.cmpb.2008.09.005
17. Мусаева, М. Ф. Технология мониторинга начало патофизиологических процессов в сердечнососудистой системе [Текст] / М. Ф. Мусаева, У. Э. Саттарова, Н. Э. Рзаева // Известия Национальной Академии Наук Азербайджана. – 2011. – Т. XXXI, № 6. – С. 162–167.
18. Aliev, T. A. Robust technology with analysis of interference in signal [Text] / T. A. Aliev. – New York : Processing. Kluwer Academic/Plenum Publishers, 2003. – 213 p. doi: 10.1007/978-1-4615-0093-3
19. Aliev, T. A. Noise monitoring technology for objects in transition to the emergency state [Text] / T. A. Aliev, G. A. Guluyev, F. H. Pashayev, A. B. Sadygov // Mechanical Systems and Signal Processing. – 2012. – Vol. 27. – P. 755–762. doi: 10.1016/j.ymsp.2011.09.005
20. Aliev, T. A. Noise analysis of heart and lungs sounds by means of laptops and smartphones [Text] / T. A. Aliev, N. E. Rzayeva // Transactions of Azerbaijan National academy of Sciences. – 2014. – Vol. XXXIV, Issue 3. – P. 25–36.
21. Bendat, J. S. Random data: analysis & measurement processing [Text] / J. S. Bendat, A. G. Piersol. – New York : John Wiley and Sons, 2000.