

можуть модифікуватись експертами відповідної предметної галузі. Це значно спрощує і підвищує оперативність процесу адаптації таких систем під зміни в законодавство, впровадження в них нових методик лікування та ін.

*Подяка.* Дослідження виконано при підтримці гранту Національного фонду досліджень України за договором від 07.05.2021 р. № 159/01/0245 «Трансдисциплінарна інтелектуальна інформаційно-аналітична система супроводження процесів реабілітації при пандемії (TISP)»

#### Перелік посилань:

1. WHO Rehabilitation Fact Sheet. URL: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation> (дата звернення: 29.09.2021).
2. Stryzhak O., Prykhodniuk V., Popova M., Nadutenko M., Haiko S., Chepkov R. Development of an Oceanographic Databank Based on Ontological Interactive Documents. *Advances in Intelligent Systems and Computing*. Cham : Springer. 2021. С. 97–114. - [https://doi.org/10.1007/978-3-030-80126-7\\_8](https://doi.org/10.1007/978-3-030-80126-7_8).
3. Приходнюк В. В. Технологічні засоби трансдисциплінарного представлення геопросторової інформації. Київ : Інститут телекомунікацій і глобального інформаційного простору. 2017. 160 с.
4. Мінцер О. П., Попова М. А., Приходнюк В. В., Стрижак О. Є. Онтологія в системній біомедицині. Київ : ТОВ «КАЛЕНДАР ТМ». 2021. 300 с.

УДК 534.7: 612.2

### ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЙ СИГНАЛИЗАТОР НА СМАРТФОНЕ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ РЕСПИРАТОРНЫХ ОТКЛОНЕНИЙ В ДОМАШНИХ УСЛОВИЯХ

Л. С. Файнзильберг

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем

НАН Украины и МОН Украины

E-mail: [fainzilberg@gmail.com](mailto:fainzilberg@gmail.com)

*A prototype of information technology (IT) to provide alarms about possible respiratory disorders that require an in-depth medical examination has been developed. The construction of a personalized standard of normal respiratory respiration of the user is based on the intelligent processing of a finite sample of realizations registered by the user on one's own using a microphone built into the smartphone.*

**Введение.** Характер протекания ряда заболеваний предполагает распределенную систему предоставления медицинских услуг, когда домашнее наблюдение и лечение приобретает важное значение. Не случайно приближение медицинских средств к пациенту – одна из главных задач цифровой медицины [1].

Такая задача приобретает особую актуальность в связи с пандемией *COVID-19*, поскольку, с одной стороны, важно своевременно диагностировать и начать лечение пациента при угрозе развитию вирусной пневмонии (минимизировать вероятность «пропуска цели»), а, с другой стороны, предотвратить необоснованные посещения медицинских учреждений, которые несут опасность контакта здорового пациента с возможными носителями короновиральной инфекции (минимизировать вероятность «ложной тревоги»).

**Основная часть.** Развитие средств цифровой вычислительной техники положило основу компьютерным системам анализа звуков дыхания [2,3]. Разумеется, с такими достаточно сложными системами, которые позволяют дифференцировать респираторные шумы, работают обученные специалисты в клинических условиях.

Покажем, что развитие технологии смартфонов позволяет решить более простую, но важную задачу: сигнализировать конкретному пациенту о необходимости пройти углубленную проверку в медицинском учреждении для постановки квалифицированного диагноза.

С помощью встроенного микрофона регистрируем респираторные шумы в определенной точке грудной клетки при нормальном функциональном состоянии органов дыхания и построим фоноспириграммы  $\Psi_1, \dots, \Psi_N$ , каждая из которых представляет собой функцию:

$$\Psi = \Psi(f, t), \quad (1)$$

где  $\Psi$  – энергия (уровень) звукового сигнала частотой  $f \in F$  в момент времени  $t \in T$ . Здесь  $F = [f_1, f_2]$  диапазон регистрируемых частот в заданном интервале наблюдения  $T = [t_1, t_2]$ .

Близость двух фоноспирограмм  $\Psi_\mu$  и  $\Psi_\nu$  будем оценивать величиной:

$$L_{ij} = \min_{\rho=0, \dots, \Theta} \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K |\Psi_\mu^{(k)}(f, t) - \Psi_\nu^{(k)}(f, t - \rho)|, \quad (2)$$

где  $\Theta$  – максимальный допустимый сдвиг по времени характерных точек фоноспирограмм.

Расстояния (2) образуют в метрическом пространстве область, которая определяет *персонализированную* норму дыхательной системы *конкретного* пациента. Расположение текущего наблюдения относительно этой области позволяет принимать решения о состоянии дыхательной системы пользователя (рис. 1).

Построим матрицу парных расстояний  $L_{\mu\nu}$  между  $\mu$ -й ( $\mu = 1, \dots, N$ ) и  $\nu$ -й ( $\nu = 1, \dots, N$ ) фоноспирограммами  $\Psi_\mu$  и  $\Psi_\nu$  обучающей выборки:

$$\Lambda = \begin{pmatrix} L_{11}, & L_{12}, & \dots, & L_{1N} \\ L_{21}, & L_{22}, & \dots, & L_{2N} \\ \dots & & & \\ L_{N1}, & L_{N2}, & \dots, & L_{NN} \end{pmatrix}. \quad (3)$$

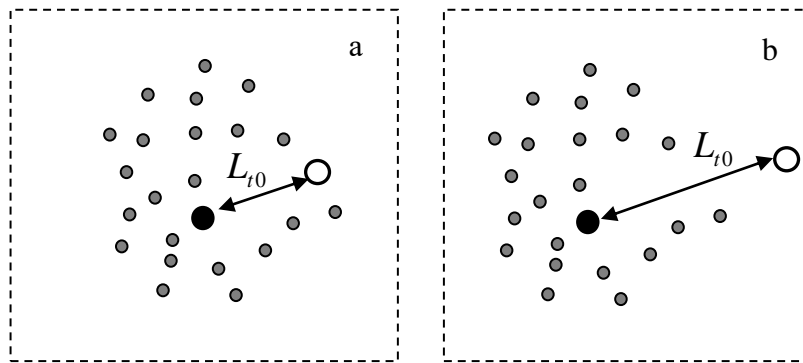


Рис. 1. Области персонализированной нормы фоноспирограмм: обучающие (серые точки); эталонная (черная точка) и текущая (белая точка)

Строка матрицы  $\Lambda$ , сумма элементов которой минимальна, определит эталонную (наиболее характерную) фоноспирограмму данного пациента

$$S_0 = \arg \min_{1 \leq \nu \leq N_0} \sum_{\mu=1}^{N_0} L_{\mu\nu}. \quad (4)$$

В результате по расстоянию  $L_{n0}$  между наблюдаемой фоноспирограммой  $S_n$  и эталонной  $S_0$  можно принимать решение по схеме:

$$\text{персональная норма, если } L_{n0} \leq L^0; \quad (5)$$

$$\text{признаки респираторного нарушения, если } L_{n0} > L^0; \quad (6)$$

где  $L^0$  – некоторое пороговое значение.

Предложенный подход программно реализован на языке программирования Java с использованием интегрированной среды разработки Android Studio 4.1.2. (По заданию автора программу реализовал студент КПИ им. Игоря Сикорского С.Р. Соловей.). Программа ориентирована на работу под управлением операционной системы Android 4.1 и выше [4].

**Выводы.** Испытания подтвердили работоспособность программного продукта, позволяющего с помощью смартфона принимать решение о необходимости посетить медицинское учреждение для

обследования и консультаций с врачом. В перспективе предполагается развитие предложенного подхода на основе средств телемедицины.

**Перечень ссылок:**

1. Гриценко В.И., Файнзильберг Л.С. Интеллектуальные информационные технологии в цифровой медицине на примере фазографии. Киев: Наукова Думка, 2019. 423 с.
2. Murphy R.L.H., Vyshedskiy A. et all. Automated Lung Sound Analysis in Patients With Pneumonia // *Respiratory Care*. 2005, vol. 49, no. 12, pp. 1490-1497.
3. Гончарова Ю.О. Перспективи застосування фоноспірографічної комп'ютерної діагностики у дітей із бронхолегеневою дисплазією // *Вісник ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія»*. 2013, том 13, вып. 2(42), с. 85-88.
4. Fainzilberg L.S., Solovey S.R. Self-learning information technology for detecting respiratory disorders in home conditions // *Cybernetics and computer engineering*. 2021. No. 2 (204). P. 64-83.

УДК 681.32

**ОЦЕНКА СКОРОСТИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ПО ПАЛЬЦЕВОЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЕ, РЕГИСТРИРУЕМОЙ С ПОМОЩЬЮ ВСТРОЕННОЙ КАМЕРЫ СМАРТФОНА**

Л. С. Файнзильберг, А. Н. Макеенок

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем  
НАН Украины и МОН Украины (МНУЦ ИТИС)

E-mail: fainzilberg@gmail.com

*An original approach to the analysis and interpretation of a finger photoplethysmogram recorded by the built-in camera of a smartphone is being developed. It is shown that the use of intelligent algorithms makes it possible to estimate with acceptable accuracy the speed of propagation of a pulse wave that carries information about the stiffness of blood vessels.*

**Введение.** Определение свойств кровеносных сосудов является важным звеном для раннего обнаружения, профилактики и лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы. Известно, что старение организма сопровождается потерей эластичности кровеносных сосудов, что приводит к увеличению скорости распространения пульсовой волны. Этот фактор в настоящее время признается одним из главных факторов риска гипертензии и возникновения ишемической болезни сердца [1].

**Основная часть.** В работе [2] предложен оригинальный метод регистрации пальцевой фотоплетизмограммы, регистрируемой с помощью встроенной камеры смартфона. Дальнейшие исследования были направлены на построение усредненной пульсовой волны и построению вычислительных алгоритмов, позволяющих автоматически выделять характерные точки, соответствующие моментам появления прямой волны (точка  $A$ ), порожденной ударом сердца, и обратной пульсовой волны (точка  $B$ ), отраженной от конечностей (рис. 1).

Для повышения надежности определения формы усредненной пульсовой волны проводится селекция и удаление ненадежных циклов. Предложенный подход к селекции отличается от традиционных подходов к решению задачи классификации: алгоритм обладает определенным «интеллектом» и позволяет в процессе обработки формировать описания «надежных» и «ненадежных» циклов текущей фотоплетизмограммы.

Автоматическое выделение точки  $B$  на усредненной пульсовой волне также потребовало привлечение нетривиальных алгоритмов, основанных на анализе первой и второй производных сигнала. Несмотря на то, что процедура численного дифференцирования принадлежит к числу некорректно поставленных математических задач, оригинальные процедуры фильтрации и регуляризации, рассмотренные в [3], позволили получать приемлемые оценки производных реальных пульсовых волн и обеспечить надежное обнаружение точки  $B$  даже в тех случаях, когда визуальное обнаружение этой точки затруднительно.

В результате по усредненной пульсовой волне вычисляются пять показателей, несущих диагностическую ценность: