

обстеження і консультацій з врачом. В перспективі передбачається розвиток запропонованого підходу на основі засобів телемедицини.

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:

$$DT = TB - TA, \quad (1)$$

– інтервал времени между точками B и A (время распространения пульсовой волны, с),

$$\Delta A = \frac{AB}{AA}, \quad (2)$$

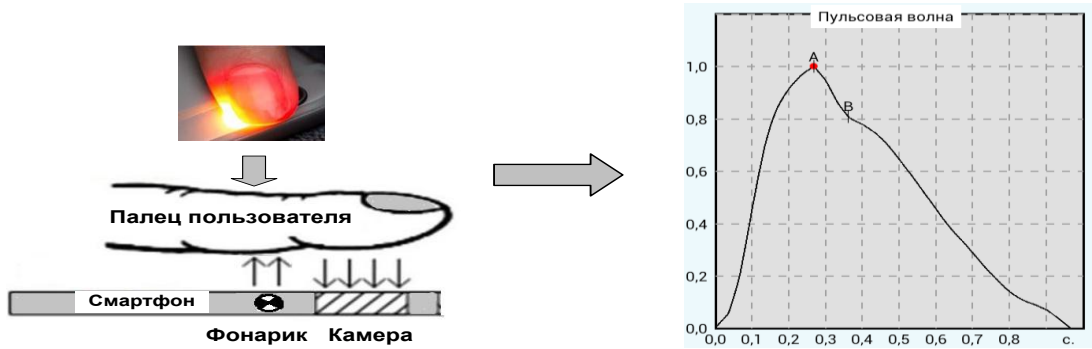


Рис. 1. Принцип регистрации пальцевой фотоплетизмограммы и результат ее обработки

– отношение амплитуд сигнала в точках B и A ,

$$\Delta T = \frac{DT}{T}, \quad (3)$$

– относительное время распространения пульсовой волны,

$$S = \frac{AA - AB}{DT}, \quad (4)$$

– наклон спада пульсовой волны,

$$V = \frac{L}{DT}, \quad (5)$$

– скорость распространения пульсовой волны, м/с, где T – общая продолжительность усредненной пульсовой волны, а L – длина пути, по которому проходит пульсовая волна за время DT . Величина L вычисляется по росту испытуемого с помощью соотношения, полученного на основе стандартных пропорций человеческого тела.

Статистическая обработка данных (более 1000 фотоплетизмограмм 30 волонтеров обоего пола в возрасте от 20 до 80 лет) показала, что вычисленная скорость распространения пульсовой волны V (м/с) и возраст H (лет) испытуемого с коэффициентом корреляции $r = 0,8$ описывает линейное уравнение регрессии

$$V = 5,1807 + 0,067H,$$

что согласуется с известными результатами медицинских исследований.

Для иллюстрации на рис. 2 показано рабочее окно программы, в котором отображается динамика показателя V , наблюдаемого в течение 150 дней у одного из испытуемых.

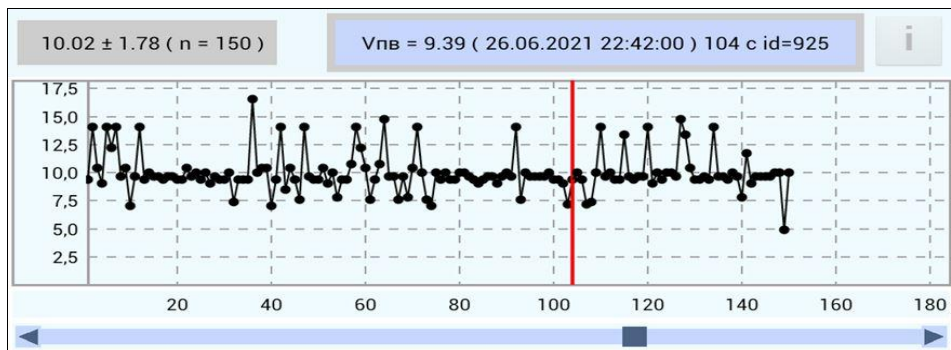


Рис. 2. Динамика скорости распространения пульсовой волны волонтера 70 лет

Среднее значение показателя V составило $10,02 \pm 1,78$ м/с. Отклонения V от среднего чаще всего соответствовали существенным изменениям артериального давления испытуемого.

Выводы. Применение интеллектуальных алгоритмов обработки сигнала позволяет с помощью программы на смартфоне без дополнительных технических средств оценивать параметры формы усредненной пульсовой волны, несущих диагностическую информацию о жесткости и тоне сосудов.

Перечень ссылок:

1. Laurent S, Boutouyrie P, Asmar R, et al. Aortic stiffness is an independent predictor of all-cause and cardiovascular mortality in hypertensive patients // Hypertension. 2001. No. 37. P. 1236-1241.
2. Гриценко В.И., Файнзильберг Л.С. Интеллектуальные информационные технологии в цифровой медицине на примере фазографии. Киев: Наукова Думка, 2019. 423 с.
3. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. Киев: Наукова Думка, 2008. 333 с.

УДК 612.83: 616-009:519.21: 51-76

ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ІДЕНТИФІКАЦІЇ РУХІВ ЛЮДИНИ ЗА ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИМИ СИГНАЛАМИ

М. О. Хвостівський, О. В. Фуч, Н. В. Пашкевич

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя,
46001, Тернопіль, вул. Текстильна, 28, кафедра біотехнічних систем

E-mail: kaf_bt@tntu.edu.ua

The article presents the current state and prospects of development of methods and software and hardware for identifying human movements by electroencephalographic signals that will help people with lost mobility to move limbs after accidents and other pathologies, as well as undergo a successful rehabilitation process.

Однією із актуальних задач світового медичного співтовариства є задача повернення можливості рухатися людям, які втратили кінцівки або такі, що втратили здатність рухатися. Найбільш ефективним методом реєстрації та дослідження активності головного мозку людини під час рухів людини є електроенцефалографія (ЕЕГ) (Andrew Y. Paek, Harshavardhan A., José L [1]. Contreras-Vidal, Yuan H., Perdoni C., He B. [2] та ін.). За допомогою ЕЕГ можна визначити зони локалізації активності ділянок мозку у вигляді приросту потужності біопотенціалів, а саме електроенцефалографічного сигналу (ЕЕГ-сигналу). Такий підхід дає змогу проаналізувати думку людини при рухах людини та розробити методи обробки ЕЕГ-сигналу, технічну систему та її програмні засоби, які допомагатимуть людям з втраченими можливостями рухати кінцівками після аварій та інших патологій, а також пройти процес успішної реабілітації.

Дослідження щодо виявлення активності мозку людини за рухами вказівного пальця людини проведено в межах кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Для реєстрації ЕЕГ-сигналу застосовано комп'ютерну систему Neurocom («ХАІ-Medica», м.Харків). Розподіл зон активності головного мозку за ЕЕГ-сигналами зображено у вигляді картинування. при рухах вказівного пальця із закритими очима.

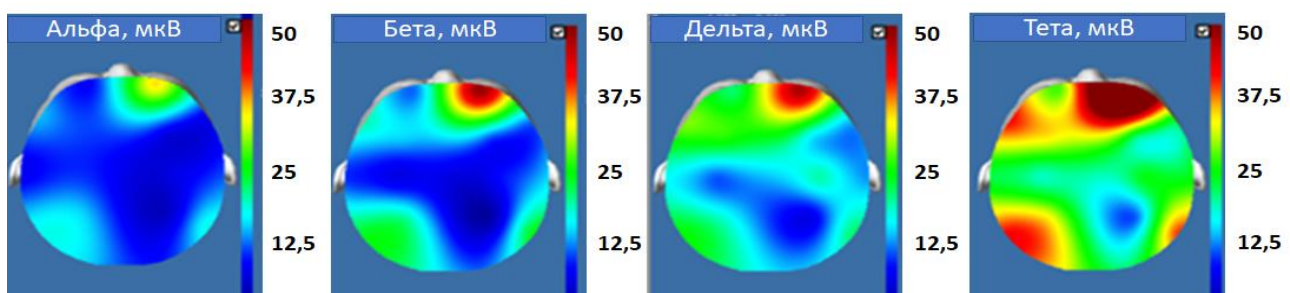


Рис. 1. Зони локалізації активності мозку людини за інтенсивностями хвиль ЕЕГ-сигналу