

ОЦІНКА ВЗАЄМОЗВ'ЯЗКУ РОБОТИ ДИХАЛЬНОЇ ТА СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМ МЕТОДОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

Михайлова П. О., e-mail: polinamyh@gmail.com

Зубков С. В., szub284@gmail.com

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Київ, Україна

Реферат — В статті виконано огляд літератури по темі фотоплетизмографічного методу скринінгової діагностики. На основі аналізу фізичні основи фотоплетизмографічного сигналу та його складових визначено причина появи складової фотоплетизмографічного сигналу, що корелює з кривою дихання та проведено аналіз зв'язку сигналу пульсової хвилі з сигналом дихання. За допомогою фотоплетизмографа з розширеною полоскою пропускання частот в результаті експерименту отримано ряд фотоплетизмографічних сигналів людей віком від 19 до 70 років, з різним станом здоров'я. На основі досліджень запропоновано за допомогою двох сигналів, отриманих з одного фотоплетизмографічного каналу розраховувати індекс Хільдебранта з точністю до третього знаку після коми, що вказує на стан міжсистемної взаємодії дихальної та серцево-судинної системи.

Якість отриманого результату базується на базі фізіологічних закономірностей роботи організму людини та практично отриманих даних з макету фотоплетизмографа та при схематичному моделюванні в програмі Micro-Cap 9. Для вирішення поставленого завдання авторами запропоновано метод для підрахунку миттєвого значення Хільдебранта (на кожен дихальний акт), який було реалізовано за допомогою програм Micro-Cap 9 та Microsoft Excel. Точний розрахунок кількості серцевих скорочень на один акт дихання було забезпечено шляхом обрання критичних точок. Побудовано гістограму миттєвого значення індуса Хільдебранта. Попередньо за запропонованим алгоритмом підрахунку індексу Хільдебранта було встановлено, що кількість кардіоциклів на вдиху вища за цей показник на видиху, що пов'язано з фізіологічними процесами, які відбуваються в організмі людини під час процесу обміну кисню в організмі. В подальших дослідженнях планується отримати більшу кількість даних для їх обробки і доказу отриманих результатів апаратом математичної статистики.

Ключові слова — діагностика, фотоплетизмографія, серцево-судинна система, сигналдихання, індекс Хільдебранта.

I. Вступ

Фотоплетизмографічний метод заснований на визначенні зміни об'єму крові в мікросудинному руслі тканин [1] і надає можливість отримати показники, за якими проводиться діагностика стану серцево-судинної системи, наприклад, індекс жорсткості, індекс відбиття, час відбиття пульсової хвилі, частота серцевих скорочень та інш., [2]. Але стан здоров'я організму визначається не лише станом окремих органів і систем, але і правильністю їх функціональної взаємодії. Доказано, що головний серцевий ритм, дихання і низькочастотні коливання серцевих скорочень та кров'яного тиску у нормі знаходяться в стані високого ступеня синхронізації між собою. При розвитку патологічних процесів в серцево-судинній системі

така синхронізація порушується і відбувається руйнування нормальних взаємозв'язків між різними підсистемами її регуляції. [3]

В даній роботі пропонується удосконалення методу, що дозволяє проводити одночасно моніторинг роботи серцево-судинної та дихальної систем і оцінювати їх розширені параметри, зокрема ступінь взаємоузгодженості (індекс Хільдебранта).

II. Аналіз літературних джерел

Поширення неінвазивних методів діагностування серцево-судинних захворювань обумовлено їх неруйнівною дією, та відсутністю ризику занесення інфекції [4, 5, 6], зокрема оптичних методів. Більшість м'яких клітинних тканин людини, а також кров і лімфа є середо-

вищами, поглинання світла якими залежить від насичення їх певними хімічними сполуками. Це робить принципово можливими всі *in vivo* вимірювання з поверхні біотканин, що широко використовуються в неінвазивних оптичних діагностичних методах, зокрема в фотоплетизмографії [7]. Перевагами методу є зручність дослідження судинних реакцій на різних ділянках тіла, можливість проведення досліджень в умовах електромагнітних перешкод, відсутність електродних та електричних впливів на досліджуваний біооб'єкт [4].

Метод фотоплетизмографії полягає в реєстрації змін оптичної щільності досліджуваної тканини і залежить від товщини біотканини, її внутрішньої структури, розмірів кровоносних судин та спектрального складу джерела світла [7, 8]. За рахунок багаторазового розсіювання і поглинання пучок випромінювання розширюється і загасає при поширенні в тканини. [4, 9] Об'ємне розсіювання є причиною поширення значної частки випромінювання в зворотному напрямку [10]. При пульсаціях артеріального тиску капілярне русло наповнюється кров'ю, що призводить до збільшення об'єму кровоносних судин і в свою чергу змінює характеристики поглинання, відбиття та розсіювання світла, що проходить через дану ділянку. На довжинах хвиль від 600 до 1500 нм розсіювання превалює над поглинанням, і глибина проникнення світла в біотканину становить 8–10 мм. [10]

При просвічуванні пальця може вимірюватись периферійний тиск, що є менш інформативним ніж центральний. Однак, через свою простоту, метод активно застосовується в медицині [11–12]. Сигнал кров'яного тиску має складену структуру з декількох компонент, в числі яких, наприклад, хвиля Майєра [13], хвиля дихання, пульсова хвиля. [14] Фотоплетизмографічний сигнал містить постійну складову, що залежить від зовнішнього світла, структури тканини, кісток, шкіряного покриву та змінну складову, яка пропорційна зміні об'єму крові, в артеріях, артеріолах т капілярах. [15].

А. Постановка проблеми

Діагностична цінність методу полягає в тому, що форма пульсової хвилі відображає стан гемодинаміки людини [6].

Відношення двох складових фотоплетизмографічного сигналу – частоти серцевих скоро-

чень (ЧСС) і частоти дихання (ЧД) – становить ще один важливий діагностичний показник стану міжсистемної взаємодії дихальної системи та серцево-судинної системи організму – індекс Хільдебранта. Відхилення даного індексу від значень 4,0 свідчить про ступінь неузгодженості дихальної та серцево-судинної систем [19, 20]. Окремим каналом було виділено криву дихання, що модулює отриманий фотоплетизмографічний сигнал. Запропонований алгоритм розширення діагностичних можливостей фотоплетизмографа, виконуючи розрахунок індекса Хільдебранта з точністю до третього знаку після коми.

В. Мета досліджень

Метою даної роботи є встановлення можливості оцінки взаємоузгодженості роботи дихальної та серцево-судинної систем при виділенні патернів дихання з фотоплетизмографічного сигналу та розрахунку індекса Хільдебранта з точністю до третього знаку після коми.

Якість результату в першу чергу базується на базі фізіологічних закономірностей роботи організму людини та практично отриманих даних з макету та при схемотехнічному моделюванні в програмі Micro-Cap 9.

III. Визначення патернів дихання методом фотоплетизмографії

Для досягнення мети виділення сигналу дихання з фотоплетизмографічного було розширено смугу пропускання приладу та оптимізовано фільтраційні блоки таким чином, щоб сигнал на виході не спотворювався, завдяки усуненню усіх диференціальних ланок.

Для виділення дихання пропонується логарифмічна амплітудо-частотна характеристика (ЛАЧХ) фотоплетизмографів, представлена на рисунку 1.

Макет фотоплетизмографа забезпечено двома системами фільтрації, що надають можливість виділити патерн дихання та пульсову хвилю в окремі сигнали. При експерименті використовувався датчик на відбиття D-25 компанії NELLCOR з довжиною хвилі 660 нм, що не виключає впливу зміни вмісту кисню в крові при диханні. Вихідний сигнал з макетної плати знімався за допомогою осцилографа PCSGU-250. З осцилографа сигнал через USB-роз'єм сигнал передавався на ноутбук, де був оцифрований та відображений за допомогою програмного забезпечення для PCGU-250

PcLab2000LT. При реєстрації всі добровольці знаходилися в стані спокою, їх дихання було

рівномірне, не глибоке. Сигнал реєструвався з безіменного пальця лівої руки.

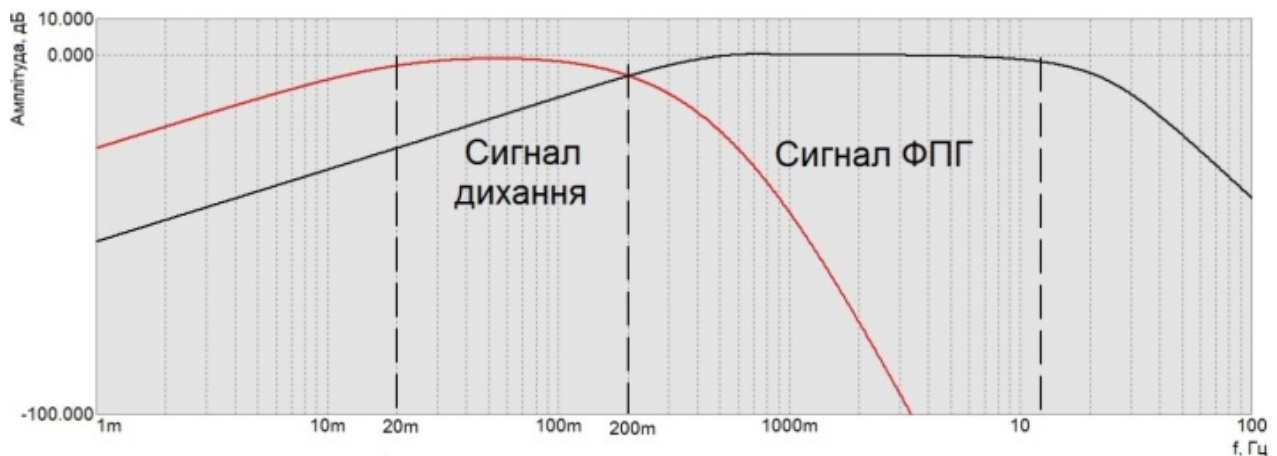


Рис. 3. Запропонована логарифмічна амплітудо-частотна характеристика фотоплетизмографів

IV. Результати

В результаті експерименту було отримано ряд фотоплетизмографічних сигналів людей віком від 19 до 70 років, з різним станом здоров'я. Отримання сигналу дихання і частоти серцевих скорочень з одного сигналу дозволяє більш точно розраховувати важливий діагностичний індекс Хільдебранта.

Отримані дані були оцифровані. Для точного розрахунку кількості серцевих скорочень на один акт дихання було обрано критичні точки. Для сигналу дихання крива була продиференційована і критичними точками обрано точки перетину диференціалу кривої з віссю t . Для сигналу фотоплетизмограми критичною точкою обрано пік вершини прямої хвилі.

Виміри і розрахунки проводилися в середо-

вищі Micro-Cap 9 та Microsoft Excel покроково за наступним алгоритмом:

I. Вимір повної кількості кардіоциклів на один акт вдоху, чи видоху (рис. 2).

II. Вимір тривалість не повних кардіоциклів на початку та в кінці дихального руху (рис. 3).

III. Вимір тривалість кожного повного кардіоциклу на один дихальний рух.

IV. Розрахунок суми не повних частин кардіоциклу на початку та в кінці дихального руху і їх частини відносно середньоарифметичного тривалості всіх кардіоциклів на даний дихальний рух

V. Розрахунок загальної кількості кардіоциклів як суми повної кількості циклів та частина не повних.

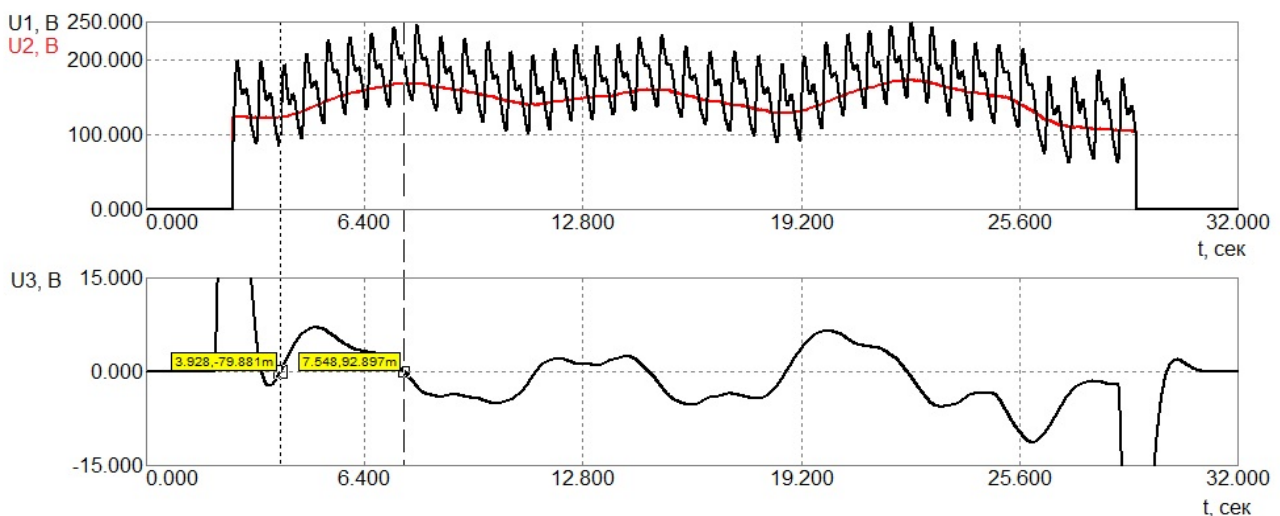


Рис. 2. Підрахунок кількості кардіоциклів на половину дихального акту: U1 – фотоплетизмограма, U2 – сигнал дихання, U3 – диференціал від сигналу дихання

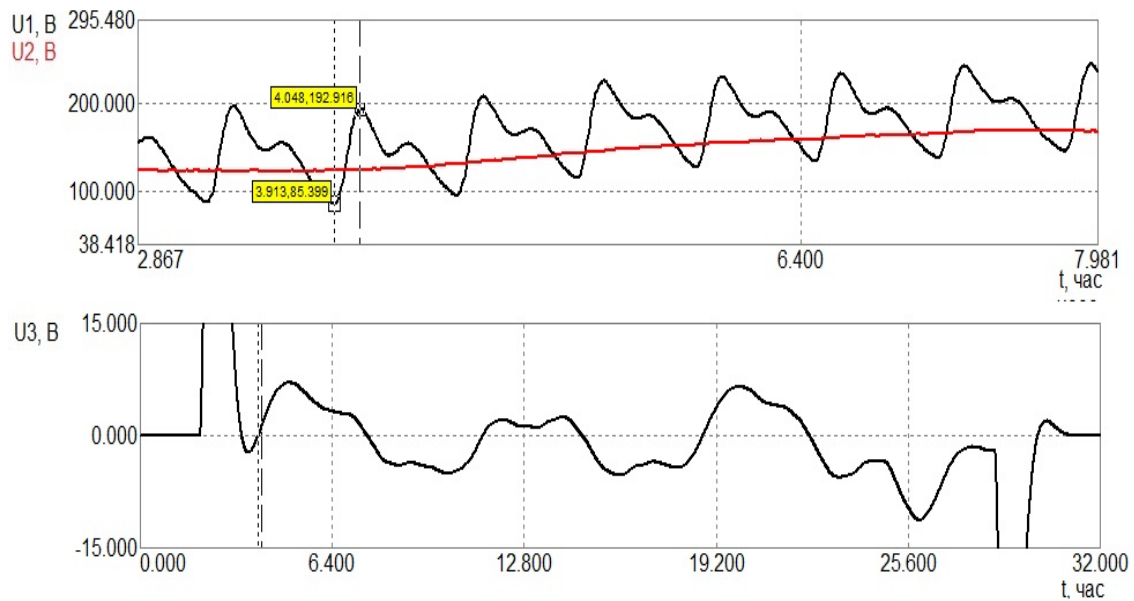


Рис. 3. Вимірювання тривалості неповного кардіоциклу:
U1 – фотоплетизмограма, U2 – сигнал дихання, U3 – диференціал сигналу дихання

Виміряні дані були занесені у таблицю Excel, де проводилися всі розрахунки. Індекс Хільдебранта в даному випадку розраховувався як відношення кількості кардіоциклів до 0,5 (половина повного дихального акту).

Результати за даним алгоритмом розраховані з сигналу пацієнта Я. Т. сигнали наведені у таблиці 1.

Таблиця 1. Тривалість кардіоциклів на дихальний акт

Параметр		Характеристика				
Дихальний рух		видих	вдих	видих	вдих	видих
Кількість повних кардіоциклів		5	5	4	5	4
Тривалість кардіоциклів, с		0,652	0,702	0,621	0,706	0,644
		0,640	0,692	0,627	0,706	0,631
		0,634	0,686	0,621	0,719	0,631
		0,628	0,670	0,627	0,706	0,624
		0,659	0,649	-	0,690	-
Середня тривалість кардіоциклу, с		0,643	0,680	0,624	0,705	0,633
Тривалість не повних кардіоциклів, с	на початку	0,135	0,397	0,538	0,343	0,550
	в кінці	0,226	0,076	0,244	0,102	0,460
	сумарно	0,361	0,473	0,782	0,445	1,01
Частина не повних кардіоциклів		0,561	0,696	1,253	0,631	1,596
Всього кардіоциклів на дихальний рух		5,561	5,696	5,253	5,631	5,596
Індекс Хільдебранта		11,122	11,392	10,506	11,262	11,192

Гістограму розподілу відношення частоти серцевих скорочень до дихального руху (миттєве значення індекса Хільдебранта) представлено на рисунку 4.

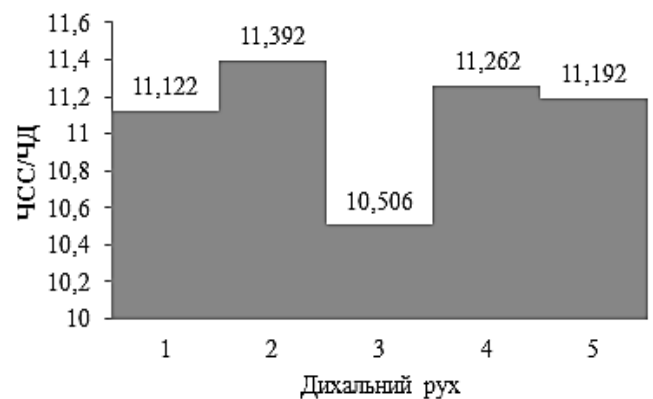


Рис. 4. Гістограма відношення частоти серцевих скорочень до частоти дихання на вдиху та на видиху

З гістограми прослідковується характерна залежність зміни кількості серцевих скорочень на кожен дихальний рух.

V. ВИСНОВКИ

В ході проведення дослідження було отримано співвідношення частоти серцевих скорочень до частоти дихання, що отримані з одного сигналу для декількох пацієнтів. Відзначено залежність зміни частоти серцевих скорочень від фази дихання. На вдиху збільшується кількість серцевих циклів. Це пов'язано з фізіологічними процесами, що відбуваються під час

дихання і доводить правильність отриманих вимірювань.

Виділення і аналіз сигналу дихання під час реєстрації фотоплетизмограми спрощує моніторинг основних життєвих функцій та розширює обмежені можливості контролю фізіологічної характеристики. Інформація про співвідношення частоти дихання та кількості серцевих скорочень, може бути використана для синхронізації роботи апарату для штучної вентиляції легень.

Далі планується отримати більшу кількість даних для подальшої обробки їх і доказу отриманих результатів апаратом математичної статистики.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Калакутский Л. И. Фотоплетизмограф для клинического мониторинга сердечного ритма / Л. И. Калакутский, Е. В. Молчков, П. И. Бахтинов. // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2012. – №11. – С. 87–91.
- [2] Матяш В. І. Клінічна характеристика вегетативних порушень / В. І. Матяш, Н. В. Ралець, Л. В. Березіна. // Журнал клінічних та експериментальних медичних досліджень. – 2013. – №2. – С. 252–255.
- [3] Кульминский Д. Д. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов / Д. Д. Кульминский, Е. И. Боровкова, В. С. Хорев, С. А. Миронов. // Bulletin of Medical Internet Conferences. – 2014. – №7. – С. 962–966.
- [4] Павлов С. В. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом: монографія / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. Б. Василенко. – Вінниця: ВНТУ, 2014. – 140 с.
- [5] Артериальная ригидность - маркер развития сердечно-сосудистых заболеваний / [Э. Н. Оттева, Е. В. Климова, О. Г. Гарбузова та ін.]. // Клиническая медицина. – 2012. – № 1. – С. 4–12.
- [6] Гемодинамический мониторинг в практике интенсивной терапии критических состояний / [А. М. Машин, Е. А. Кузьмова, А. В. Царев та ін.]. // Медицина неотложных состояний. – 2016. – № 5. – С. 42–46.
- [7] Рогаткин Д. А. Физические основы оптической оксиметрии / Д. А. Рогаткин. // Медицинская физика. – 2012. – № 2. – С. 97–114.
- [8] Федотов А. А. Анализ параметров фотометрического преобразователя пульсовой волны / А. А. Федотов, С. А. Акулов. // Известия Самарского научного центра Российской академии наук, т. 15. – 2013. – № 6. – С. 1052–1057.
- [9] Медицинские приборы. Разработка и применение / [Д. Вебстер, Д. Кларк, М. Нойман та ін.]. – Москва: Медицинская книга, 2004. – 720 с.
- [10] Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани. Учебное пособие. / А. Е. Пушкарева. – Санкт-Петербург: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
- [11] Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiological measurement. – Т. 28, No 3. – 2007.
- [12] Utility of second derivative of the finger photoplethysmogram for the estimation of the risk of coronary heart disease in the general population / Toshiaki Otsuka, Tomoyuki Kawada, Masao Katsumata, Chikaobuki // Circulation Journal. – Vol. 70, no. 3. – P. 304–310. – 2006.
- [13] Julien C. The enigma of mayer waves: facts and models // Cardiovascular research. – Vol. 70, no. 1. – P. 12–21. – 2006.
- [14] Малиновский Е. Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии [Электронный ресурс] : Научная библиотека диссертаций и авторефератов — 2017. — Режим доступа до ресурсу: <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm>.
- [15] Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present / T. Toshiyo, M. Yuka, S. Masaki, Y. Masaki. // Electronics. – 2014. – №3. – С. 282–302.
- [16] Индекс Хильдебранта как интегральный показатель физиологических затрат у спортсменов в процессе возрастающей этапно-дозированной физической нагрузки / [Н. А. Фудин, К. В. Судаков, А. А. Хадарцев та ін.]. // Вестник новых медицинских технологий. – 2011. – №3. – С. 244–248.
- [17] Данилов А. Н. Прогнозирование развития нежелательных явлений химиотерапии у лиц с впервые выявленным туберкулезом легких / А. Н. Данилов, Т. И. Морозова, Н. П. Докторова. // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2015. – № 4. – С. 576–582.

ОЦЕНКА ВЗАИМОСВЯЗИ РАБОТЫ ДЫХАТЕЛЬНОЙ И СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМ МЕТОДОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

Михайлова П. А.

e-mail polinamyh@gmail.com

Зубков С. В.

zsv47@mail.ru

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»

Киев, Украина

Реферат — В статье проанализированы физические основы фотоплетизмографического сигнала и его составляющие. На основе анализа литературных данных и реально полученных сигналов с фотоплетизмографа был проведен анализ связи сигнала пульсовой волны с сигналом дыхания. Метод для подсчета предложен авторами и реализовано с помощью программ Micro-Cap 9 и Microsoft Excel. Предварительно по предложенному алгоритму подсчета индекса Хильдебрандта, что указывает на взаимосвязь дыхательной и сердечно-сосудистой систем, было установлено, что частота сердечных сокращений на вдохе выше этого показателя на выдохе. В дальнейших исследованиях планируется получить большее количество данных для их обработки и доказательства полученных результатов аппаратом математической статистики.

Ключевые слова — диагностика, фотоплетизмография, сердечно-сосудистая система, сигнал дыхания, индекс Хильдебрандта.

EVALUATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN THE WORK OF THE RESPIRATORY AND CARDIOVASCULAR SYSTEMS BY THE METHOD OF PHOTOPLETHYSMOGRAPHY

Mykhailova P. e-mailpolinamyh@gmail.com

Zubkov S. zsv47@mail.ru

National Technical University of Ukraine
«Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»,
Kyiv, Ukraine

Abstract — A review of literature on the topic of photoplethysmographic method in screening diagnosis is performed. Based on the analysis of the physical foundations of the photoplethysmographic signal and its components, the cause of the appearance of the component of the photoplethysmographic signal correlated with the respiration curve was determined and a connection analysis of the pulse wave signal with the respiration signal was performed. With the help of a photoplethysmograph with a wider bandwidth of frequencies as a result of the experiment, a number of photoplethysmographic signals were obtained from people aged 19 to 70 years, with different health conditions. On the basis of the research, it was suggested by using two signals obtained from a single photoplethysmographic channel to calculate the Hildebrand index with the accuracy to the third digit after the coma, indicating the inter-system interaction of the respiratory and cardiovascular system.

The quality of the obtained result is based on the physiological laws of the human body and the practical data obtained from the model of the photoplethysmograph and with the schematic design in the Micro-Cap 9 program. To solve the problem, the authors proposed a method for calculating the instantaneous value of Hildebrand (for each respiratory act) that was implemented with Micro-Cap 9 and Microsoft Excel. The precise calculation of the number of cardiac counts per one breathing act was secured by selecting critical points. A histogram of the instant value of the Hildebrand index was constructed. Previously, according to the proposed algorithm for calculating the Hildebrand index, it was found that the number of cardiocycles on the inspiration is higher than this index on expiration, which is due to physiological processes that occur in the human body during the process of oxygen exchange in the body. In further research it is planned to receive more data for their processing and to prove the results obtained by the methods of mathematical statistics.

Keywords – diagnostic, photoplethysmography, cardiovascular system, respiratory signal, Hildebrandt index.