

УДК 616-71

DOI 10.36910/10.36910/6775-2313-5352-2023-22-17

Палавниця Ю.Б., Генко О.В.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**«РОЗУМНИЙ ОДЯГ» ДЛЯ ВІДДАЛЕНОГО МОНІТОРИНГУ
СТАНУ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ**

В статті проведено ґрунтовний аналіз сучасного стану проблеми використання «розумного одягу», обґрунтована важливість моніторингу серцево-судинної системи і доведено доцільність одночасного моніторингу електрокардіографічного та фоновкардіографічного сигналів (ФКГ і ЕКГ) з метою інтеграції у текстиль. В роботі проаналізовані типові конструкції подібних систем з врахуванням їх переваг та недоліків. На основі проведеного аналізу наукових праць, розроблено структурний комплекс реєстрації фоновкардіографічного та кардіографічного сигналів у односторонніх умовах, який умовно можна поділити на три частини: компактний електронний блок з вбудованими в одяг сенсорами, «шматний» сервіс та комп'ютеризоване робоче місце лікаря. Використовуючи створену структуру схему компактного електронного блоку з вбудованими в одяг сенсорами, запропоновано конструкцію системи, яка здатна інтегруватися у одяг та одночасно проводити моніторинг як фоновкардіографічного, так і кардіографічного сигналів з метою глибокого фонованого аналізу серцевої діяльності, з акцентом на визначення типу реакції серцево-судинної системи на навантаження, на яку опираємо патент України. Показано перспективи даного моніторингу у спортивному. На основі проведеного теоретичного дослідження та застосування символічного методу опрацювання системою зареєстрованих фоновкардіографічного та кардіографічного сигналів опрацьовано спектральні компоненти у термінах евристичної теорії стохастичних сигналів Драгана Я.П., що є інформаційно-інваріантними ознаками стану серцево-судинної системи як імпульсно-емісійно-вібраційної з логарифмованим мідіа.

Ключові слова: фоновкардіографічний сигнал, кардіографічний сигнал, розумний одяг, розумний текстиль.

Постановка проблеми. За останні роки продовжує неухильно збільшуватись рівень серцево-судинної смертності в Україні та світі [1], відтак діагностика серцево-судинної патології повинна приділяти особлива увага. На сучасному етапі розвитку світової медицини новітні технології у сфері моніторингу стану пацієнтів набувають широкого впровадження [2], а «розумний одяг», зокрема, відіграє значну роль не лише у сприянні інноваціям, а й допомагає у покращенні якості життя людини, запобіганні загрозливих для життя станів, а тому числі і раптової серцевої смерті, розвитку коронарних подій. Аналізуючи особливості застосування «розумного одягу» в Україні відслідковується низька інноваційна активність у даному напрямку [3].

Аналіз стану досліджень. Все більше з'являється повідомлень про використання «розумного одягу» з метою моніторингу фізіологічних характеристик. Під час аналізу літературних джерел зустрічаються синонімічні терміни: «розумний одяг», «розумний текстиль», «інтерактивний одяг» тощо. Європейські країни та Америка виважаються першопрохідниками в цій сфері, проте перші етапи застосування «розумного текстилю» обмежувались лише військовими потребами. В умовах сьогодення дана проблематика почала впроваджуватись і у інші галузі, зокрема спортингу, автомобільну, медицину, державні сектори, екологічну та аерокосмічну галузі, розважальні програми тощо [4, 5, 6, 7].

Ринок електронного текстилю в даний момент є найбільш розвиненим в Європі (72%) [8], причім домінуючим у даній категорії є «розумні сорочки». Недостатня зацікавленість в Україні даною сферою спонукає до інтенсивнішого наукового пошуку в цьому напрямку. Текстильна індустрія на сьогодні робить ще значніший крок в майбутні, створюючи «розумний текстиль» [9], використовуючи електропровідні волокна у вигляді металеві пряди тощо [5]. Проте технологія, яка базується на інтегруванні у одяг датчиків, залишається не менш прогресивною із багатообіщючими очікуваннями і потребує удосконалення. Сьогодні на даному ринку фігурує продукція компаній Myontec [10, 11], Softswitch, Fibretronic і Eleksen та інших.

Палавниця Ю.Б., Генко О.В.

«Розумний одяг» використовується з різноманітною метою [9]: для вимірювання фізичних характеристик (визначення постави тіла, порушення ходи, місцезнаходження); для відбору фізіологічних показників (електрокардіографічний, електроенцефалографічний сигнали, дихання) тощо [12, 13]. Тобто сенсорна частина може містити різні датчі для вимірювання фізіологічних процесів підослідного. Пріоритетними вимогами до такого роду одягу є безпека, технологія невидима для користувача, зручність у носінні та використання, естетичність, «ефективний дизайн», бездротова зарядка, зв'язок з мобільними хмарними системами тощо [13]. Власне, такого роду виробы одночасно повинні бути надійними та ще й придатними для багаторазового використання протягом тривалого часу. Зростаючий прогрес у науці дозволяє такий одяг підключати як до планшета, так і смартфона або смарт-годинника [12, 14]. На особливу увагу заслуговують електроди, що використовуються для моніторингу сигналів. Дослідження та розробки спрямовані на запобігання появи артефактів та інших небажаних моментів. Досить багатообіцяючим є повідомлення про заміну срібних/хлорсрібних електродів на пряжу з електропровідними волокнами або металевих ниток [12]. Дана методика дозволить обходитись під час моніторингу без електропровідного гелю.

Ряд науковців сьогодні зацікавлені стрімким зростанням використання системи «розумного одягу» у галузі спорту [8, 13, 15], так як моніторинг фізіологічних показників у спортсменів є актуальною проблемою, що вимагає негайного вирішення. Інші наукові праці присвячені перспективі його застосування у військових, операторів та інших відповідних категорій населення [5, 16]. Більш того, існують навіть класифікації «розумних тканин», згідно яких їх поділяють на пасивні, активні та надрозумні. Пасивний одяг здатний сприймати лише дані від біооб'єкта, тоді як активні включають датчі, а надрозумні – сприймають показники та за допомогою інтегрованих мікроком'ютерів, розроблюють різні типи даних, що дозволяє робити прогнози та реагувати на зовнішні вимоги [6, 8, 13]. Отже, на текстильно-інтегрованому рівні інтеракції електронних компонентів є різні підходи до створення взаємозв'язку між електронними елементами та тканиною всередині (наприклад, металевими кнопками) для можливого віддалення.

Абсолютно новим напрямком є застосування чіпів радіочастотної ідентифікації з метою передавання медичної інформації на відстань [17, 18]. Стартувала в цьому напрямку Polar Electro, яка була першою доступною бездротовою системою моніторингу серцевого ритму, запущеною у 1982 році. Не секрет, що домінуючу нішу у даній сфері займають системи з біологічним зворотнім зв'язком у режимі реального часу. Саме ці технології у вищій мірі допоможуть уникати травматизму, артефактів та інших невідкладних станів, сприятимуть безпеці тих верств, які її найбільше потребують.

Значна кількість публікацій про «розумний текстиль» присвячена [6, 8, 19] дослідженню ЕКГ (електрокардіографія) за допомогою відповідних сенсорів, вмонтованих у «інтелектуальний одяг» або ЕКГ-датчачим, інтегрованим у телемедичні системи [20]. Поруч з тим обмаль науковців розглядають можливість моніторингу ФКГ (фонокардіографія). Якщо проаналізувати стан проблеми телемедичних систем з одночасним моніторингом ФКГ і ЕКГ, то є поодинокі публікації про можливість запису електрокардіографічних та фонокардіографічних даних [21]. Проте саме за допомогою ФКГ та ЕКГ в комплексі можна детально проаналізувати структуру серцевого циклу, можна визначити стан функціональних резервів серця, які так актуальні, особливо для спортивної медицини. Вкорочення фази ізометричного скорочення, часу вигнання крові та тривалості механічної систоли свідчать про фазовий синдром гіпердинамії міокарда у відповідь на фізичне динамічне навантаження, тоді як подовження - про фазовий синдром гіподинамії. Гіпердинамічний тип реакції виражається сприятливим для функціональних резервів серця. Тому доцільність синхронного моніторингу ЕКГ поруч з ФКГ є таким важливим у оцінці функціонального стану серця [22].

Існують дві можливості дистанційного моніторингу біосигналів: портативні пристрої та носимі пристрої. Перші включають Portable Devices, тобто компактні пристрої, які можна легко переносити з місця на місце. Вони, звичай, використовуються для збору даних про біосигнали у певний період часу та передачі цих даних на інший пристрій для аналізу. Натомість другі (Wearable Devices) - це пристрої, які можна носити безпосередньо на тілі. Вони, звичай, використовуються для безперервного моніторингу біосигналів у режимі реального часу.

Носимі пристрої можуть мати різну форму та розмір. Зокрема, пристрої для Голтерівського моніторингу, наприклад CardioMeta EKG Holter Meditech Ltd., є портативними, що створює багато переваг, хоча існують певні недоліки. А саме, необхідність кріплення провідників сенсорів та розташування їх у комфортний спосіб, що може створювати

незручності для пацієнта, обмежувати свободу рухів та спотворювати результати через стрес та постійну зосередженість. Тому саме «розумний одяг» з вбудованими сенсорами та портативним пристроєм об'єктивно вважається більш перспективним рішенням. Він додає комфорт для пацієнта, зручність під час безперервного моніторингу біосигналу, усуває необхідність кріплення проводів до сенсори. Дана можливість сприяє зменшенню стресу, підвищенню точності результатів моніторингу. Крім того, можна підкреслити ще й можливі двохвіверські рішення щодо такого одягу, що підвищить якість естетичного сприйняття та застрій пацієнта. Для одягу з вбудованими сенсорами характерний ряд недоліків, а саме питання про надійність, стійкість до прання тощо.

Мета роботи. Метою роботи є розроблення системи, яка здатна інтегруватися в одяг та одночасно проводити моніторинг як фонокардіографічного, так і кардіографічного сигналу з метою глибокого фазового аналізу серцевої діяльності, з акцентом на визначення типу реакції серцево-судинної системи на навантаження.

Результати роботи. Запропонована нами система здатна інтегруватися у будь-який одяг. У системі застосовуємо одноразові клейкі електроди з "твердим" гелем для реєстрації електрокардіосигналу (ЕКС). Гель здатний злипати свою в'язкість під впливом тепла тіла пацієнта. Для моніторингу електрокардіограми використовуємо стандартні модифіковані грудні відведення CS1 та CM5, що застосовують під час стандартного Голтерієвського моніторингу. Саме ці відведення вважають найінформативнішими у плані відображення порушень ритму. У відведенні CS1, яке відповідає відведенню V1, негативний електрод розташовується у лівій підключній ділянці, а позитивний - у позичі V1. Аналогічно, у відведенні CM5, яке відповідає відведенню V5, негативний електрод розташовується у правій підключній ділянці, а позитивний - у позичі V5.

Для реєстрації фонокардіосигналу (ФКС), у запропонованій системі мікрофон за допомогою гелю кріпиться на версіані серця. Екрановані проводники за допомогою застібково-лишучи прикріплюються до одягу, що забезпечує комфорт для пацієнта. Пропонується використання компактного електронного блоку, який здатний отримувати та обробити інформацію з сенсори та передавати її на роботу станиці лікаря для подальшого аналізу. Для реалізації даної розробки необхідне спеціалізоване програмне забезпечення, яке встановлюється на комп'ютер та автоматично розраховує необхідні показники. Ця система спрощує процес моніторингу біосигналу пацієнта, оскільки не потребує кріплення проводів до сенсори, полегшує роботу лікаря та забезпечує надання точної та своєчасної інформації про стан пацієнта.

Однорідність умов реєстрації даних є важливим моментом при їх опрацюванні. Це означає, що необхідно забезпечити спеціальними заходами однорідність статистичного матеріалу та достатність (репрезентативність) вибірки. Власне, всі дані повинні бути зібрані у схожих умовах та за однаковими критеріями, що дозволить порівняти їх між собою та зробити відповідні висновки. Достатність (репрезентативність) вибірки забезпечує достатню кількість даних для того, щоб зробити точні висновки. Для забезпечення вище наведених характеристик вибірки необхідно ретельно планувати процес збору даних, що включає визначення критерію, необхідних для включення даних у вибірку, розробку стандартних процедур для збору даних та контроль за дотриманням цих процедур. З цією метою використано статистичні методи для аналізу репрезентативності вибірки та виключення даних, які не відповідають критеріям репрезентативності. Забезпечення однорідності статистичного матеріалу та достатності (репрезентативності) вибірки дозволить отримати точні та надійні результати при опрацюванні даних.

Запропонований нами комплекс має структуру, яка дозволить реєструвати ФКС та ЕКС у однорідних умовах. Цей комплекс можна умовно поділити на три частини: компактний електронний блок з вбудованими в одяг сенсорами (див. рис. 1), "змараний" сервіс та комп'ютеризоване робоче місце лікаря.

Тракт електрокардіосигналу I на основі електрокардіографічних датчиків 4 та спеціалізованої інтегральної схеми з функцією детектора електричного контакту сенсори з тілом 5, що необхідний для попередження втрати можливості запису електрокардіосигналу при втраті контакту сенсори зі шкірою пацієнта, та фільтра 6, що дає можливість встановлення верхньої границі діапазону в значення 50 Гц задля мінімізації сторонніх шумів при фізичній активності пацієнта, дихання, електропотенціа м'язів, формує сигнал для оцифрування блоком мікроконтролера 1. Тракт фонокардіосигналу II включає фонокардіографічні датчик 7, вузол

Палишин Ю.Б., Генко О.В.

диференційного підсилювача 8, що характеризується великим ступенем ослаблення синфазної завади та мінімізує вплив електромагнітного випромінювання, підсилювальний каскад із електронним регулюванням коефіцієнту підсилення 9, який забезпечує максимальне використання динамічного діапазону аналого-цифрового перетворювача мікроконтролерного блоку 1. В схемі використано антиаліасинговий фільтр 10, який апроксимується кривою Бесселя, що має лінійну фазо-частотну характеристику та плоску амплітудно-частотну характеристику, що практично не вносить спотворення в сигнал. Реалізовано вузол звукової сигналізації 2, що відтворює повідомлення пацієнту про режими роботи пристрою, зокрема про необхідність припинити активний рух для коректного запису фонокардіосигналу. Пристрій оснащено модулем bluetooth 3, що здійснює зв'язок з мобільним телефоном, який передає дані на робоче місце лікаря.

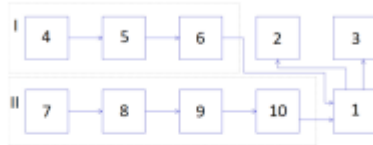


Рисунок 1 – Компактний електронний блок із вмонтованими в одязі ЕКГ та ФКГ сенсорами

- 1 – тракт електрокардіосигналу; II – тракт фонокардіосигналу;
 I – блок мікроконтролера; 2 – вузол звукової сигналізації; 3 – модуль bluetooth;
 4 – електрокардіографічні датчик; 5 – спеціалізована інтегральна схема з функціями детектора електричного контакту сенсора з тілом; 6 – фільтр; 7 – фонокардіографічні датчик;
 8 – диференційний підсилювач; 9 – підсилювальний каскад із електронним регулюванням коефіцієнту підсилення; 10 – антиаліасинговий фільтр.

На основі створеної структурної схеми нами було розроблено конструктивну схему кріплення електродів та компактного електронного блоку для інтеграції в одязі для моніторингу стану серцево-судинної системи (рис. 2), на який отримано патент України [23].

Компактний електронний блок, який інтегрується в одязі разом з сенсорами ЕКГ та ФКГ, можна умовно розділити на дві структурні одиниці:

1. Тракт ЕКГ, який базується на спеціалізованій інтегральній схемі з функціями фільтрації. Встановлення верхньої границі діапазону у значення 50 Гц дозволяє мінімізувати сторонні шуми при фізичній активності пацієнта, такі як дихання та електропотенціали м'язів. Детектор електричного контакту сенсора необхідний для попередження втрати можливості запису ЕКГ при втраці контакту сенсора з шкірою пацієнта.

2. Тракт ФКГ, який включає в себе вузол диференційний підсилювач з великим ступенем ослаблення синфазної завади, що мінімізує вплив доводильного електромагнітного випромінювання. Підсилювальний каскад з електронним регулюванням коефіцієнту підсилення забезпечує максимальне використання динамічного діапазону. Для спрощення інтеграції в існуючі телемедичні системи використовується аналого-цифровий перетворювач (АЦП) розрядністю 8 біт.

Використано антиаліасинговий фільтр з характеристикою Бесселя. Це тип фільтра низьких частот, який використовується для зменшення ефекту аліасингу, який виникає, коли сигнал з високою частотою неправильно відтворюється як сигнал з низькою частотою під час дискретизації. Антиаліасинговий фільтр з характеристикою Бесселя має лінійну фазо-частотну характеристику та плоску амплітудно-частотну характеристику, що дозволяє мінімізувати спотворення сигналу.

Оцифрування сигналу здійснюється за допомогою вбудованого модуля АЦП мікроконтролера з ядром STM8. Цей мікроконтролер характеризується низькою ціною та малим енергоспоживанням.

В пристрій реалізовано вузол звукової сигналізації, який створює звукові повідомлення пацієнту про режими роботи пристрою. Наприклад, вузол може повідомити пацієнта про необхідність припинити активний рух для коректного запису ФКГ.

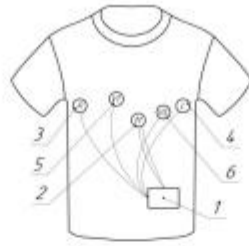


Рисунок 2 – Конструктивна схема кріплення електродів та компактного електронного блоку для інтеграції в одяг для моніторингу стану серцево-судинної системи: 1- компактний електронний блок; 2 – мікрофон; 3 - електрод розташований у правій підключчій ділянці; 4 - ліва підключна область; 5 - V1; 6 - V5

Пристрій також оснащений модулем Bluetooth, який забезпечує зв'язок з мобільним телефоном. Мобільний телефон передає дані на "хмарний" сервіс для зберігання або отримувє IP-адресу для безпосереднього зв'язку з робочим місцем лікаря.

Для отримання нових інформаційних ознак (спектральних компонент у термінах Дрива Я.П.) застосовано удосконалену математичну модель ФКС синхронно зареєстрованого з ЕКС [22] як стохастичного, нестационарного за природою процесу засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів у вигляді [22]:

$$\xi(t) = \sum_{i \in Z} \xi_i(t) \cdot e^{i \frac{2\pi}{T} t}, t \in \mathbf{R} \quad (1)$$

де $\xi_i(t)$ – стаціонарні компоненти фонокардіосигналу як стохастична складова сигналу;

$e^{i \frac{2\pi}{T} t}$ – періодична складова фонокардіосигналу із періодом корельованості T .

Для отримання нових інформаційних ознак застосовано статистичне опрацювання даних сигнфінансним методом, оскільки в такому разі необхідно мінімум (у порівнянні з компонентним чи фізичним методом) обчислювальних ресурсів для визначення періоду корельованості та побудови ансамблю реалізацій відбраного сигналу. Період корельованості, практично інтервал між моментами провву дії синусового вузла, що на ЕКГ виявляється Р-зубцем, рівний інтервалу Р-Р, оскільки Р-зубець відповідає моменту активації потенціалу дії (Й. Шмидт-Фойгт (1966 р.)).

Амплітудні спектри ФКС за реалізаціями утворюють стаціонарну векторну ергодичну послідовність з періодом повторюваності рівному тривалості РР-інтервалу і є мішаними, що що свідчить наявність в сигналі стохастичної складової. Отже, фонокардіосигнал є процесом зі скінченною потужністю класу \mathcal{L}^2 і математична модель ФКС, одночасно зареєстрованого з ЕКС, як періодично корельований випадковий процес та модифікований сигнфінансний метод його опрацювання дають можливість одержання достовірних часово-інваріантних ознак, що характеризують стан ССС [24]. Для обґрунтування даної ідеї можна використати засоби енергетичної теорії стохастичних сигналів Дрива Я.П., елементи якої у контексті даної задачі представлено нижче.

Для отримання реалізацій центрованого фонокардіосигналу використано вираз [22]:

$$\xi_n^c(t) = \xi_n(t) - m_{\xi}(t) \quad (2)$$

де $\xi_n^c(t)$ – центрований сигнал на n -й реалізації; $\xi_n(t)$ – n -а реалізація зареєстрованого сигналу; $m_{\xi}(t)$ – математичне сподівання на n -й реалізації.

Павлюшин Ю.Б., Генко О.В.

Оцінки кореляційної функції фонокардіосигналу визначаються за виразом [22]:

$$\hat{b}_\xi(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t_0 + n) \xi(t_0 + n + kT) \quad (3)$$

Оцінки кореляційних компонент фонокардіосигналу визначаються за виразом [22]:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_\xi(t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt \quad (4)$$

де N_T – дискретний період корельованості ФКС, $N_T = T/\Delta t$; Δt – крок дискретизації;
 n – зсув, N_k – кількість відгуків ФКС.

Усреднені оцінки кореляційних компонент визначаються за виразом [22]:

$$M_T \left\{ \hat{B}_k(u) \right\} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} B_k(u) \quad u = 1, N_u, \quad k = 1, N_k \quad (5)$$

де k – номер кореляційної компоненти, N_k – кількість кореляційних компонент.

На основі проведеного теоретичного дослідження та застосування синфазного методу опрацювання синхронно зареєстрованих ФКС та ЕКС отримано спектральні компоненти у термінах енергетичної теорії стохастичних сигналів Драгана Я.П., що є інформативно-інваріантними ознаками стану серцево-судинної системи jako імпульсно-енергетично-вibraційної з гетеротропним медя.

Висновки. На основі проведеного аналізу наукових праць, розроблено структурний комплекс реєстрації електрокардіографічного та фонокардіографічного сигналів у одноканальних умовах, який умовно можна поділити на три частини: компактний електронний блок з вбудованими в одяг сенсорами, “шморгий” сервіс та комп’ютеризоване робоче місце лікаря. Використовуючи створену структуру схеми компактного електронного блоку з вбудованими в одяг сенсорами нами було розроблено конструктивну схему кріплення електродів та компактного електронного блоку для інтеграції в одяг для моніторингу стану серцево-судинної системи, на яку отримано патент України.

На основі проведеного теоретичного дослідження та застосування синфазного методу опрацювання синхронно зареєстрованих електрокардіографічного та фонокардіографічного сигналів отримано усереднені по реалізаціях (одна повний цикл серцевих скорочень, що відповідає RR-інтервалу на електрокардіосигналі) значення амплітудного спектру центрованого фонокардіосигналу на ансамблі із десяти реалізацій.

Інформаційні джерела

1. Сіренко, Ю. М. (2022). Стан проблеми серцево-судинної захворюваності та смертності в Україні. *Ліки України*, (2(258)), 11–14. [https://doi.org/10.37987/1997-9894.2022.2\(258\).264084](https://doi.org/10.37987/1997-9894.2022.2(258).264084)
2. Пасаренко Т., Кваша Т., Паладченко О. та ін. Глобальні технологічні тренди у розробці окремих цілей сталого розвитку : монографія [Електронний ресурс] / Т. Пасаренко, Т. Кваша, О. Паладченко та ін. – К : УкрІНТЕІ, 2019. – 312 с. <http://doi.org/10.35668/978-966-479-108-0>
3. Підричана, Ірина Юрївна. Розвиток інноваційних екосистем України в умовах глобалізації та європейської інтеграції [Текст] : автореф. дис. ... д-ра екон. наук : 08.00.03 / Підричана Ірина Юрївна ; НАН України, Ін-т економіки пром-сті. - Київ, 2021. - 44 с.
4. Suh M., Carroll K., Cassill N. Critical Review on Smart Clothing Product Development. *J. Text. Appr. Technol. Manag.* 2010;6:1–18.

Паладченко Ю.Б., Гемко О.В.

5. Akhil Nair, Nilay Chowdhury and Tanay Chowdhury, Smart Clothes. International Journal of Advanced Research in Engineering and Technology, 7(5), 2016, pp 18–27. <http://iaeme.com/Home/issue/IJARET?Volume=7&Issue=5>
6. Junior, H.L.O.; Neves, R.M.; Moricelli, F.M.; Dall Agnol, L. Smart Fabric Textiles: Recent Advances and Challenges. Textiles 2022, 2, 582–605. <https://doi.org/10.3390/textiles2040034>
7. Giglio, A.; Neuwark, K.; Haupt, M.; Conti, G.M.; Paoletti, I. Textile-Based Sound Sensors (TSS): New Opportunities for Sound Monitoring in Smart Buildings. Textiles 2022, 2, 296–306.
8. Scataglini, S.; Moorhead, A.P.; Feletti, F. A systematic review of smart clothing in sports: Possible application to Extreme sports. Muscle Ligaments Tendons J. 2020, 10, 333.
9. Parthaj R. Puranik, Rajnikant R. Parmar and Pritesh P. Rana, TNonwoven Acoustic Textiles – A Review. International Journal of Advanced Research in Engineering and Technology (IJARET), 5(3), 2014, pp. 81–8
10. Dakuri Arjun, Ayodya Kavitha and J.Hiranmayee, Textile Materials Used For UV Protection. International Journal of Advanced Research in Engineering and Technology (IJARET), 4(7), 2013, pp. 53–59.
11. Myontec URL: <http://www.myontec.com/en/>
12. Imbesi, S.; Scataglini, S. A User Centered Methodology for the Design of Smart Apparel for Older Users. Sensors 2021, 21, 2804. <https://doi.org/10.3390/s21082804>
13. Kan C-W, Lam Y-L. Future Trend in Wearable Electronics in the Textile Industry. Applied Sciences. 2021; 11(9):3914. <https://doi.org/10.3390/app11093914>
14. Motti, V.G.; Caine, K. Human Factors Considerations in the Design of Wearable Devices. In Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, San Diego, CA, USA, 27–31 October 2014; Volume 58, pp. 1820–1824.
15. Mansahia M, Das A, Alagirusamy R. Smart coatings for sportswear. Active Coatings for Smart Textiles 2016; 355–374. doi:10.1016/b978-0-08-100263-6.00015-0.
16. Марчук Н., Осипенко В., Михайлова Г. Классификация носимых электронных устройств. Международный научно-практический журнал "Товари і ринки". 2021. № 4. С.68-78.
17. Joyce K. Smart textiles: transforming the practice of medicalisation and health care. Social Health Illn 2019; 4(1): 147–161. doi:10.1111/1467-9566.12871.
18. Jegan, R., Nimi, W.S. On the development of low power wearable devices for assessment of physiological vital parameters: a systematic review. J Public Health (Berl.) (2023). <https://doi.org/10.1007/s10389-023-01893-6>
19. Zulfarman, M.; Stanzione, S.; Rathinavel, G.; Smout, S.; Willekens, M.; Myny, K.; Santatore, E. A flexible ECG patch compatible with NFC RF communication. NPJ Flex. Electron. 2020, 4, 13.
20. Rincon JA, Guerra-Ojeda S, Carrasosa C, Julian V. An IoT and Fog Computing-Based Monitoring System for Cardiovascular Patients with Automatic ECG Classification Using Deep Neural Networks. Sensors (Basel). 2020 Dec 21;20(24):7353. doi: 10.3390/s20247353. PMID: 33371514; PMCID: PMC7767482.
21. Abbasi-Kesbi R, Valipour A, Imani K. Cardiorespiratory system monitoring using a developed acoustic sensor. Health Technol Lett. 2018 Jan 12;5(1):7–12. doi: 10.1049/hlt.2017.0012. PMID: 29515810; PMCID: PMC5830945.
22. Драган Я.П. Обґрунтування структури системи дистанційної діагностики адаптаційних резервів серця / Я.П. Драган, Ю.Б. Палівниця, О.В. Генко, Л.Ю. Дедів // НАУКОВИЙ ВІСНИК НЛТУ України: Збірник науково-технічних праць. – Львів: РВВ НЛТУ України. – 2015. – Вип. 25.10. – С.255–259
23. Патент на корисну модель №119246. Україна, МПК А61В 5/0432 (2006.01). А41D 13/12 (2006.01) Одяг для моніторингу стану серцево-судинної системи / Драган Я.П., Палівниця Ю.Б., Генко О.В., Дедів Л.С., Яворська С.Б., Шадріна Г.М. (Україна). – и 2016 09140. Заявл.31.08.2016 р.; Опубл.25.09.2017 р., Бюл.№18.- 4 с.
24. Палівниця Ю. Б. Математична модель фоновардіосигналу для удосконалення кардіодіагностичних систем : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Юрій Богданович Палівниця. — Тернопіль : ТНТУ, 2019. — 164 с. (диплом ДК № 053842 від 15.10.2019 р.).

Палівниця Ю.Б., Генко О.В.

Palaniza Y.B., Hevko O.V.
Temopil Ivan Puluj National Technical University

"SMART CLOTHES" FOR REMOTE MONITORING OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM

The article provides a thorough analysis of the current state of the use of "smart clothes," substantiates the importance of monitoring the cardiovascular system, and proves the feasibility of simultaneous monitoring of electrocardiographic and phonocardiographic signals (FCG and ECG) with the aim of integrating them into textiles. The article analyzes typical designs of similar systems, taking into account their advantages and disadvantages. Based on the analysis of scientific works, a structural complex for recording phonocardiographic and cardiographic signals in homogeneous conditions has been developed, which can be divided into three parts: a compact electronic unit with sensors embedded in clothing, a "cloud" service, and a computerized doctor's workplace. The article proposes a system design capable of being integrated into clothing and simultaneously monitoring both phonocardiographic and cardiographic signals for the purpose of deep phase analysis of cardiac activity, with an emphasis on determining the type of cardiovascular response system for loading, for which a patent of Ukraine has been obtained. The article shows the perspective of this monitoring in athletes. Based on the conducted theoretical research and application of the in-phase method of processing synchronously registered phonocardiographic and cardiographic signals, spectral components were obtained in terms of the energy theory of stochastic signals by Ya.P. Dragan, which are informative and invariant signs of the state of the cardiovascular system as an emergent-energetic-vibrational with heterotropic media.

Key words: phonocardiographic signal, electrocardiographic signal, smart clothes, smart textiles