

# БІОМЕДИЧНІ ВИМІРЮВАННЯ ТА ПРИЛАДИ

## МЕТОДИ І ЗАСОБИ ВИМІРЮВАННЯ ТА КОМП'ЮТЕРНОГО ОПРАЦЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ

### METHODS AND ASSETS OF BIOSIGNAL MEASURING AND COMPUTER PROCESSING

*Хома Ю. В., канд. техн. наук, Стадник Б. І., д-р техн. наук, проф.,  
Микийчук М. М., д-р техн. наук, проф.*

*Національний університет «Львівська політехніка», Україна; e-mail: khoma.yuriy@gmail.com*

*Фріш С.*

*R&D експерт, SoftServe Inc., Україна*

*Yuriy Khoma, PhD, B.Stadnyk, Dr. Sc., Prof., M.Mykyychuk, Dr.Sc., Prof.*

*Lviv Polytechnic National University, Ukraine; e-mail: khoma.yuriy@gmail.com*

*S. Frish*

*SoftServe Inc., Ukraine*

<https://doi.org/>

**Анотація.** Проаналізовано можливості уніфікації структури комп'ютерної вимірювальної системи, орієнтованої на вирішення поширених завдань біоінформатики, на основі застосування обчислювальних потужностей сучасних комп'ютерних засобів, методів цифрового оброблення сигналів і алгоритмів машинного навчання. Виділено три групи методів формування біосигналів і наведено їх класифікацію. Охарактеризовано фактори, які ускладнюють опрацювання біосигналів, і показано перспективність застосування методів машинного навчання для визначення біомедичних показників.

**Ключові слова:** біосигнал, біомедичні показники, задачі біоінформатики, методи біомедичних досліджень, комп'ютерне опрацювання біосигналів.

**Abstract.** Information about the psychophysiological state of humans is important not only in medical practice for the diagnosis of possible diseases but is also for affective informatics, biometrics, rehabilitation engineering, human-machine interaction, etc. Currently biosignals measurement instrumentations are highly specialized and designed to process the separate types of biosignals (ECG, EEG), or to perform the specific tasks, for example, medical diagnosis or biometry. Methods aimed obtaining final top-level information are still "manual" since they rely heavily on the expert's experience.

Purpose of current work is to consider the ways of provision the flexibility and functionality of bioinformatic means on the basis of computing platforms, digital signal processing methods and machine-learning algorithms.

Genesis of biosignals is analyzed. Classification of biosignals generation methods is proposed:

- biosignals, the primary nature of which is electric (sensing using of electrodes, e.g. EEG);
- biosignals that reflect non-electrical processes in the body (formed by sensors, e.g. MCG);
- biosignals, which are a response to external stimuli (e.g. BIA).

Factors that complicate the processing of biosignals are described. Different generation ways and parameter variabilities become the appreciable barrier for the structure unification of the computer-measuring systems. Another barrier is related to the dissimilarity of the algorithms of determining biomedical data. There exist the drivers that offer opportunities in providing the flexibility and functionality of the bioinformatics system. Such an approach makes possible to distribute the structural elements of a computer-measuring system into three groups:

- individual items (electrodes, sensors, actuators, measuring cascade, stimulus formatter);
- specific group (signal conditioning, ADC and DAC);
- universal group (digital processing unit; computer with software, including library of machine learning algorithms).

At the final stage an interpretation of the results is carried out.

**Key words:** biomedical performance indicators, bioinformatics, research methods, biosignal processing, computing.

#### Вступ

Біосигнали дають важливу інформацію про психофізіологічний стан людини і функціонування окремих органів живих істот. Така інформація важлива не лише у медичній практиці для діагнос-

тування можливих захворювань, її також все частіше використовують у інших сферах – таких як афективна інформатика (моніторинг психоемоційної втоми водіїв і операторів на об'єктах критичної інфраструктури, детектори брехні), біометрика

(ідентифікація і аутентифікація осіб на основі фізіологічних показників у системах контролю доступу), реабілітаційна інженерія (екзоскелети), людино-машинна взаємодія (інтерфейс «мозок–комп'ютер») [1,2].

Методи і засоби досліджень електрофізіологічних процесів у організмі людини мають тривалу історію. Ще наприкінці XVIII століття Луїджі Гальвані відкрив тваринну електрику, а на зламі 1900-х данський фізіолог Вілем Ейнтховен сконструював та ввів у практику медичних досліджень електрокардіограф [3]. Заслуги цього вченого перед людством належно оцінено Нобелівською премією (1924 р.). Вже багато десятиліть електрокардіографи є найпоширенішими пристроями електрофізіологічної діагностики, які доступні у всіх поліклініках, і у медичних закладах у сільській місцевості. Згодом арсенал засобів реєстрації біосигналів істотно розширився. Якщо електрокардіограма відображала роботу серця, то електроенцефалограма застосовується для дослідження головного мозку, електроплетизмограма – кровоносних судин, електроміограма – м'язів, а шкірно-гальванічна реакція є хорошим інструментом моніторингу емоційно-вегетативного стану людини. Це далеко не вичерпний перелік електрофізіологічних методів медичної діагностики [4, 5].

Сьогодні застосовуються не лише засоби реєстрації та аналізу окремих видів біосигналів, але й комбіновані багатоканальні пристрої, наприклад, поліграфи [6]. Загальною тенденцією сучасного етапу розвитку методів та інструментальних засобів вимірювання і опрацювання біосигналів є підвищення достовірності та оперативності результатів дослідження [5, 7]. Існує також потреба у розширенні функціональних можливостей таких засобів, насамперед, за рахунок автоматизованого опрацювання результатів дослідження, забезпечення неперервного моніторингу біомедичних показників, зокрема у варіанті переносних (нестационарних) пристроїв [8]. З іншого боку, удосконалення засобів опрацювання сигналів, підвищення обчислювальних потужностей і здешевлення комп'ютерної техніки можуть слугувати підґрунтям удосконалення засобів вимірювання і опрацювання біосигналів.

### Недоліки

Відомі засоби вимірювання біосигналів, зазвичай, є вузькоспеціалізованими, тобто такими, що придатні для реєстрації і перетворення окремого виду біосигналу (ЕКГ, ЕЕГ), а також орієнтовані на конкретне завдання, наприклад, медичну діагностику чи біометрію. Крім того, методи опрацювання параметрів біосигналів, націлені на одержання кін-

цевої інформації, за суттю досі залишаються «мануальними», оскільки значною мірою спираються на використання знань і досвіду кваліфікованих фахівців-експертів. Це зумовлює певну частку суб'єктивізму результатів дослідження і пов'язано із великими часовими і фінансовими затратами.

### Мета роботи

Метою роботи є пошук шляхів забезпечення гнучкості й розширення функціональності засобів біоінформатики на основі застосування обчислювальних потужностей сучасних комп'ютерних платформ, методів цифрового оброблення сигналів і алгоритмів машинного навчання.

## 1. Види і характеристика біосигналів

### 1.1. Походження біосигналів

Життєдіяльність людини пов'язана зі складними психофізіологічними процесами (ПФП), в основі яких біохімічні реакції (БХР) організму, через обмін речовин, до створення енергії та інформації. Це супроводжується виникненням в організмі й у найближчому просторі фізичних полів (ФП) різної природи, насамперед, електромагнітних, зумовлюючи зміну таких величин і параметрів, як електричні потенціали, струми, імпеданс, коефіцієнти випромінювання, поглинання, відбиття, заломлення [9]. Біосигнали (БС) безпосередньо, як, приміром, різниця біопотенціалів чи опосередковано (імпеданс) відображають прояви фізичного поля, а відтак і психофізіологічні процеси (див. рис. 1).

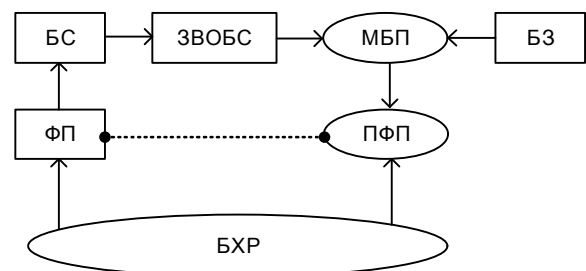


Рис. 1. Генезис біосигналів, їх взаємозв'язок із психофізіологічними процесами та біомедичними показниками

Figure 1. Genesis of biosignals, their interconnection with psychophysiological processes and biometric indices

Наприклад, робота нервової системи полягає в тому, щоб передавати імпульси, які проявляються у вигляді електрохімічних процесів. Коли працюють м'язи, теж виникають електричні струми. Тканини тіла містять багато води з розчиненими в ній солями і тому добре проводять електрику, й на поверхні тіла з'являються біосигнали у вигляді розподілу електричних потенціалів.

Низка параметрів живих біоорганізмів має пасивну природу, тому перетворюється на біосигнал (активну величину) із застосуванням зовнішніх стимулів. Крім того, деякі процеси, які супроводжують роботу окремих органів, мають неелектричну природу, приміром, віброакустичну, тому біосигнал утворюється за допомогою відповідного первинного перетворювача (сенсора).

Оскільки біосигнали є віддзеркаленням психофізіологічних процесів, то їх можна виміряти, а опрацювавши за певними правилами, що містяться у базі знань (БЗ), визначити біомедичні показники (БМП). З цією метою застосовують засоби вимірювання і опрацювання біосигналів (ЗВОБС). Отже, одержані біомедичні показники певною мірою слугують кількісною оцінкою параметрів інформаційної моделі, що описує психофізіологічні процеси і функціональний стан організму людини.

## 1.2. Класифікація методів біомедичних досліджень з урахуванням способу утворення біосигналів

Значного поширення, передовсім у медицині, набули різні методи утворення біосигналів як первинних носіїв інформації про досліджувані фізіологічні параметри окремих органів і тканин, які можна зарахувати до однієї із трьох основних груп (рис. 2).

**1.2.1. Перша група** об'єднує методи, за якими біосигнал формується як різниця електричних потенціалів на поверхні тіла за допомогою спеціальних електродів, розташованих у визначених

точках. Такі біосигнали мають електричну природу тому безпосередньо, без додаткових перетворень можуть подаватися на вхід комп'ютеризованої вимірювальної системи для подальшого опрацювання. За таким принципом реєструються біосигнали, використовувані у таких методах електродіагностики, як електрокардіографія, електроенцефалографія, електроміографія, електроокулографія, електрогастрографія та деякі інші.

**Електрокардіографія** (грец. *kardia* – серце, *grapho* – писати) – метод реєстрації електричних явищ, що виникають у серці під час його скорочення. Електричні імпульси, що поширюються від мозку до серця, стимулюють різні частини міокарда для виконання повного циклу (один удар). Цей процес повторюється циклічно. Крім того, спостерігається розподіл електричного поля на всьому тілі, а вимірювання різниці потенціалів із двох точок поверхні тіла називають відведенням. Записувана крива називається електрокардіограмою (ЕКГ).

Реєстрацію і опрацювання ЕКГ сигналу використовують у медичній діагностиці не лише для контурного, зокрема візуального аналізу сигналу на коротких записах, але і для автоматизованого пошуку та ідентифікації аномальних ділянок кардіограми у разі тривалого запису (системи холтерівського клінічного моніторингу). Крім того, ЕКГ здорових людей відрізняється варіабельністю, що відображає особливості анатомічної будови кожної людини і це можна використати у біометричних системах для її ідентифікації [10].



Рис. 2. Класифікація основних методів утворення біосигналів

Figure 2. Classification of main methods of biosignals generation

**Електроенцефалографія** (грец. *enkephalos* – головний мозок) – метод дослідження діяльності головного мозку людини на підставі вивчення електричної активності різних його відділів. Біосигнали головного мозку реєструють за допомогою спеціальних електродів, прикріплених до голови в певних місцях. Одержані електричні потенціали після багатократного підсилення і знешумлення записуються на паперову стрічку чи виводяться на екран монітора у вигляді кривих – електроенцефалограм (ЕЕГ). Отже, сигнал ЕЕГ відображає зміни в часі електричного потенціалу певних ділянок шкіри голови, які виникають під дією біоелектричної активності центральної нервової системи.

Електроенцефалографія використовується не лише для моніторингу активності центральної нервової системи, зокрема, для визначення глибини анестезії, але також і в системах людино-машинних інтерфейсів для передавання даних від людини-оператора до керованого за допомогою біосигналів автоматизованого машинного комплексу.

**Електроміографія** (від грец. *mys* – м'яз) – реєстрація електричних потенціалів скелетних м'язів. Електроміографію використовують як метод дослідження нормальної та порушеної функції рухового апарату людини. Електроміограма (ЕМГ) відображає зміну в часі електричного потенціалу м'язів. Реєструється за допомогою електродів, накладених на шкіру в проекції досліджуваного м'яза. Електроміографія охоплює методики з вивчення електричної активності м'язів у стані спокою, під час довільних, мимовільних і викликаних штучними подразненнями скорочень.

За допомогою електроміографії вивчають функціональний стан і функціональні особливості м'язових волокон, рухових одиниць, нервово-м'язового передавання, нервових стовбурів, сегментарного апарату спинного мозку, а також надсегментарних структур; вивчають координацію рухів, вироблення рухових навичок під час різних видів роботи та спортивних вправ, перебудову роботи пересаджених м'язів, стомлення. На підставі електроміографії створено метод управління біострумами м'язів, який знайшов практичне застосування в управлінні так званими біоелектричними протезами, зокрема екзоскелетом.

**Електроокулографія** (від лат. *oculus* – око) – це метод дослідження очних м'язів і зовнішнього шару сітківки завдяки реєстрації змін біопотенціалів під час руху очей і стимуляції сітківки. Отже, електроокулограма (ЕОГ) – це зміна в часі електричного потенціалу, що виникає внаслідок руху очного яблука. Цей вид біосигналу реєструється за допомогою електродів, накладених на шкіру в області повік.

Методи реєстрації руху очей, зокрема електроокулографія, знаходять застосування не лише у медичній діагностиці функціонального стану вестибулярного апарату, але і у наукових дослідженнях, комп'ютерних інтерфейсах, ергономії, рекламі тощо.

**1.1.2. Друга група** об'єднує методи діагностики, у яких біосигнал формується за допомогою спеціальних первинних перетворювачів (сенсорів) і відображає фізіологічні процеси неелектричної природи, які відбуваються в організмі.

**Фонокардіографія** є одним із методів дослідження роботи серця за допомогою реєстрації та аналізу акустичних (звукових) проявів роботи серця. Для формування фонокардіографічного сигналу застосовують спеціальний мікрофон, який накладається на грудну клітку обстежуваного в проекції серця і перетворює звукові коливання на електричний сигнал. Фонокардіографію використовують у кардіологічній діагностиці для прослуховування серцевих тонів з метою виявлення патологій у біомеханіці серця.

**Магнітокардіографія** є ще одним методом дослідження роботи серця. Магнітокардіографічний сигнал відображає зміну в часі магнітного поля, що виникає внаслідок біоелектричної активності серця. Реєструється безконтактно за допомогою магнітометрів, що перетворюють інтенсивність магнітного поля на електричний сигнал. Магнітокардіографічні сигнали використовують в кардіологічній діагностиці, зокрема в перинатології, а також для картування розподілу магнітного поля по серцю.

**Віброартрографія** є інноваційним неінвазивним методом дослідження стану зношеності суглобів, наприклад, колінного, за допомогою реєстрації та аналізу механічних вібрацій, які виникають під час згинання і розгинання суглоба. Такий біосигнал може бути сформований за допомогою крихітного акселерометра, закріпленого до досліджуваного суглоба. Під час роботи здорового суглоба із гладким і слизьким хрящем виникає мінімальна вібрація, тоді як зношений і пошкоджений хрящ створює більше додаткових і нерегулярних вібрацій. Спричинений тертям зношених суглобових поверхонь вібросигнал відрізняється за характером коливань, частотою і амплітудою, що допомагає виявити патологію і ступінь артрозу.

**Плетизмографія** (від грец. *plethysmos* – наповнення) – метод неперервної графічної реєстрації змін обсягу периферичного органу або частини тіла (кінцівка, палець, вушна раковина та ін.) для визначення коливань кровонаповнення судин досліджуваного органу. Цей метод має багато різновидів і



набув поширення у дослідженні артеріального тиску крові, а також еластичних властивостей судин. Для реєстрації плетизмографічного сигналу в компресійній манжетці, що охоплює досліджувану кровеносну судину, створюється тиск повітря, а значення біосигналу вимірюються за допомогою підключеного до манжетки датчика тиску повітря.

**Сфігмографія** – це метод дослідження коливань (часових змін) судинних стінок. Сфігмографічний біосигнал утворюється за допомогою датчиків тиску, які перетворюють коливання судинної стінки на електричний сигнал, їх накладають на шкіру в місцях пролягання судин безпосередньо полизу від поверхні шкіри.

Реєстрацію та опрацювання сфігмографічних сигналів використовують в кардіологічній діагностиці з метою визначення еластичних властивостей судин, а також у системах неінвазивного моніторингу артеріального тиску.

**1.1.3. Третя група** методів діагностики для формування біосигналів потребує прикладання до біологічних тканин зовнішніх фізичних полів (електричних, оптичних тощо).

**Реографія** (від грец. *rheos* – струм та синоніми **імпедансна плетизмографія, електроплетизмографія**) – метод графічної реєстрації коливань опору ділянок тіла тварини або людини змінному струму. Одна із причин зміни електричного опору живих тканин – коливання їх кровонаповнення, оскільки електричні характеристики крові істотно відрізняються від властивостей інших тканин (м'язових, кісткових) організму. Використання в реографії високочастотних струмів необхідне для зведення до мінімуму явищ поляризації у системі “електрод–шкіра”, оскільки комплексний опір досліджуваної ділянки у разі використання струмів низької частоти істотно підвищується [11].

Реографічний сигнал змінюється в часі пропорційно до зміни електричного опору ділянки біологічної тканини, розташованої між вимірювальними електродами, а його значення становить всього 1 % від імпедансу досліджуваної ділянки тіла. Для реєстрації реографічного сигналу через ділянку досліджуваних біологічних тканин пропускають змінний електричний струм з частотою десятки–сотні кГц і амплітудою, що не перевищує 1 мА. Амплітуда біосигналу як реакції на проходження струму вимірюється через падіння напруги на ділянці біологічних тканин, розташованих між вимірювальними електродами.

Метод реографії використовують у кардіологічній практиці для визначення параметрів центрального кровотоку, наприклад, обсягу сер-

цевого викиду, за допомогою диференціальної реограми, і параметрів периферійного кровотоку, наприклад, форми пульсової хвилі, периферійного опору судин.

**Фотоплетизмографія** – подібно до реографії, призначена для дослідження серцево-судинної системи, зокрема еластичності судин. Але, на відміну від реографії, для реєстрації фотоплетизмографічного сигналу через досліджувану ділянку біологічних тканин пропускають не електричний струм, а потік випромінювання видимого чи інфрачервоного діапазону [11]. Фотоплетизмографічний біосигнал змінюється пропорційно до об'єму кровеносної судини під дією пульсових хвиль. Він вимірюється як ослаблення випромінювання, що проходить через досліджувану ділянку тканини, що містить кровеносну судину (або відбитого від цієї ділянки).

**Біоімпедансний аналіз** – це контактний метод вимірювання електричної провідності біологічних тканин, що уможливило оцінювання широкого спектра морфологічних і фізіологічних параметрів організму. В біоімпедансному аналізі вимірюють активний і реактивний опори тіла людини або його сегментів на різних частотах. На їх основі розраховують характеристики складу тіла, такі як жирову, худу, клітинну і скелетно-м'язову масу, обсяг і розподіл води в організмі. Прилад, призначений для проведення біоімпедансометрії, називається біоімпедансометр [12].

Біоімпедансний аналіз складу тіла допомагає контролювати стан ліпідного, білкового і водного обміну організму і в зв'язку з цим становить інтерес для лікарів різних спеціальностей. Знаючи склад тіла, терапевти і кардіологи оцінюють ступінь розвитку метаболічного синдрому, ступінь гідратації тканин.

Біоімпедансний аналіз є одним із інструментів діагностики та оцінки ефективності лікування хворих на ожиріння. У хворих на серцево-судинні захворювання біоімпедансометрію застосовують для оцінювання порушень водного балансу, перерозподілу рідини у водних секторах організму і підбирання лікарських препаратів. У реанімаційних хворих метод використовують для моніторингу та планування інфузійної терапії, а в разі цирозу печінки – для прогнозування ризику клінічних ускладнень.

**Шкірно-гальванічну реакцію** пов'язують із секреторною діяльністю потових залоз, розташованих під електродами і контрольованими безпосередньо центральною нервовою системою. Як показують дослідження, різке зниження опору шкіри є показником емоційної активації у момент, коли людина приймає рішення.

Зазначимо, що одна і та сама фізіологічна характеристика може досліджуватися методами, які належать до різних груп. Наприклад, сигнал шкірно-гальванічної реакції (за Тархановим) є повільною

зміною у часі електричного потенціалу певних ділянок шкіри у відповідь на психологічні тести, тобто належить до першої групи. За Фере шкірно-гальванічна реакція проявляється у зміні опору шкіри, тобто для вимірювання потрібно застосувати джерело зовнішньої енергії, що за наведеною класифікацією належить до третьої групи.

Реєстрацію та опрацювання сигналу шкірно-гальванічної реакції використовують у діагностиці психоемоційного стану людини. У цьому контексті можна зазначити, що в останні роки у інформатиці виокремився окремий напрям – афективна інформатика, предметом дослідження якої є розпізнавання емоцій.

### 1.3. Основні параметри і сфери застосування біосигналів

Важливими з погляду вимірювання і опрацювання є такі параметри, як частотний інтервал, діа-

пазон рівнів, характер змін з плином часу. У табл. 1 подано типові значення параметрів біосигналів, а також найпоширеніші сфери їх застосування.

### 1.4. Фактори, які ускладнюють опрацювання біосигналів

Спільною рисою практично всіх видів біосигналів є низький рівень. Оскільки під час реєстрації на біосигнал завжди накладаються сигнали зовнішніх наведень, виникають внутрішні шуми і спотворення, а також деструктивні впливи, спричинені специфікою біооб'єкта, тому актуальним є питання забезпечення завадостійкості та знешумлення низькорівневих біосигналів.

За походженням і місцем появи можна виділити різні джерела спотворень біосигналів, як показано на рис. 3.

Таблиця 1

Параметри і поширені сфери застосування біосигналів\*

Table 1

Parameters and application areas of biosignals

Вид сигналу	Частотний інтервал, Гц	Діапазон інтенсивностей	Характер змін	Сфери застосування
ЕКГ	0,01–250	1–5 мВ	Квазіперіодичний	МД, КМ, БМ
ЕЕГ	0–150	5–300 мкВ	Перехідний	МД, ЛМВ, АІ, РІ
ЕМГ	0–10000	0,1–5 мВ	Перехідний	МД, РІ
ЕОГ	80–800	2 мВ	Перехідний	МД, ЛМВ
ІПГ	0,3–70	1 мВ	Гармонічний	МД, БМ
ФПГ	0,3–70	близько 0,1 мВ	Квазіперіодичний	МД, БМ
БІА	0,1–10	0,1–2 мВ	Гармонічний	КМ, АІ,
ШПР	0,1–10	0,1–2 мВ	Перехідний	КМ, АІ

\* Скорочення у таблиці: МД – медична діагностика, КМ – клінічний моніторинг, БМ – біометрика, АІ – афективна інформатика, РІ – реабілітаційна інженерія, ЛМВ – людино-машинна взаємодія.

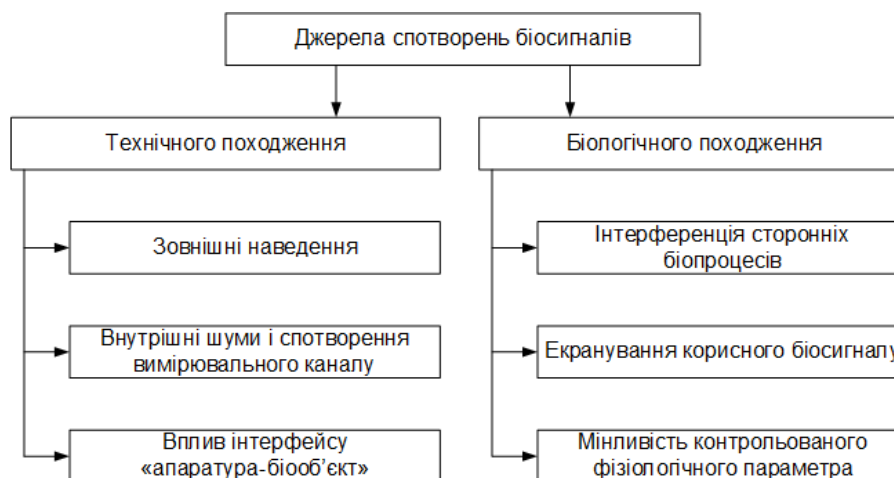


Рис. 3. Класифікація джерел спотворень біосигналів

Figure 3. Classification of biosignals distortion sources

Зовнішні наведення, а також внутрішні шуми і спотворення у вимірювальному каналі (ВК) характерні для переважної більшості вимірювань фізичних величин і процесів у техніці та промисловості. Деструктивний вплив на вимірювальний сигнал цих джерел спотворень можна формально відобразити у функції перетворення

$$y(t)=h(t)*x(t)+\zeta(t), \quad (1)$$

де  $x(t)$  і  $y(t)$  – сигнали на вході й виході вимірювального каналу;  $h(t)$  – імпульсна характеристика ВК, яка відображає внутрішні спотворення інформативних параметрів вимірювального сигналу, спричинені, зокрема, інерційністю елементної бази;  $*$  – знак, що символізує математичну операцію згортки функцій;  $\zeta(t)$  – зовнішні адитивні завади і наведення, а також внутрішні шуми вимірювального пристрою, приведені до виходу ВК.

Зовнішні завади і наведення прямо не стосуються вимірювального пристрою, але через обмежену завадостійкість проникають на його окремі вузли в електричні кола, спричиняючи спотворення інформативного параметра вимірювального сигналу. Характерною особливістю внутрішніх шумів і зовнішніх завад  $\zeta(t)$  є їх адитивний характер, тобто їх вплив проявляється навіть за відсутності корисного сигналу  $x(t)=0$ . Натомість спотворення, зумовлені неідеальністю функції перетворення вимірювального тракту, є мультиплікативними, тому що за відсутності корисного сигналу такі спотворення не проявляються.

Зменшити спотворення, джерелом яких є реальний вимірювальний тракт із імпульсною характеристикою  $h(t)$ , можна, застосувавши принцип її вирівнювання (*equalising*), збудувавши інверсну до  $h(t)$  імпульсну характеристику  $h^{-1}(t)$  еквалайзера. Для зменшення дії завад і наведень застосовують такі традиційні підходи покращення відношення “сигнал/шум”, як екранування, фільтрація, завадостійкі методи перетворень вимірювального сигналу, наприклад, синхронне детектування та інші. Вплив випадкових залишкових спотворень можна додатково зменшити, застосувавши багаторазові вимірювання і методи статистичного опрацювання результатів [13].

Іноді істотні спотворення біосигналу виникають у місці взаємодії з біооб’єктом чутливого елемента вимірювального перетворювача. Наприклад, під час вимірювання біоімпедансу якості контакту “електрод–шкіра” може мати вирішальне значення для одержання достовірних результатів. Але навіть під час вимірювання малих різниць електричних потенціалів між ділянками шкірного покриву нестабільність перехідних опорів у місцях контакту “електрод–шкіра” сприймається як додатковий змінний сигнал, що є іншим прикладом негативного впливу інтерфейсу “апаратура–біооб’єкт”.

Однак є низка факторів, які перешкоджають, джерелом яких є фізіологічні процеси в організмі, тобто вони мають суто біологічну, а не технічну природу. За походженням і характером впливу спотворення біологічного походження можна умовно поділити на три види – інтерференція, екранування, мінливість контрольованого параметра (рис. 3).

У організмі відбуваються складні фізіологічні процеси, які взаємно впливають (інтерферують), тому складно сформувати і виділити біосигнал, який би однозначно відображав лише один із досліджуваних процесів і водночас був би інваріантний до інших. У медичній практиці спотворення біологічного походження, спричинені процесами, прямо не причетними до параметра чи характеристики, що визначається, називають артефактами. До таких артефактів, зазвичай, зараховують спотворення, зумовлені активністю систем організму, яка не пов’язана із досліджуваним процесом, але негативно впливає на визначення діагностичних показників. Прикладом таких артефактів може слугувати міографічна активність периферичних м’язів під час реєстрації ЕКГ сигналу.

Крім того, часто контрольований процес відбувається у глибоких внутрішніх органах, а тканини організму, зокрема кісткові, виступають небажаним екраном, послаблюючи проникнення сигналу на поверхню тіла. Іншим прикладом екранування у реографії може бути маскування інформативного параметра (пульсацій опору) переважанням базового імпедансу кінцівки, зумовленим кровонаповненням.

Ще одним фактором, важливим під час дослідження біологічних організмів, є їх мінливість і індивідуальність параметрів і показників. Навіть на груповому рівні проявляється залежність від національних, вікових, генетичних і кліматичних особливостей, тому коректним є опис властивостей біосигналів у групі індивідуумів, в якій проводяться дослідження тих самих проявів [5,14]. Крім того, для однієї конкретної особи контрольований фізіологічний параметр може змінюватися упродовж доби, під впливом втоми чи емоційного стану.

У зв’язку з цим іноді дуже часто важко встановити, чим зумовлені спотворення біосигналу, чи, наприклад, зовнішніми завадами, чи взаємодією з біооб’єктом чутливого елемента вимірювального перетворювача, чи природною мінливістю контрольованого параметра. Тому, навіть маючи у розпорядженні апаратуру з гарантованими метрологічними характеристиками, не можна з повною впевненістю стверджувати, що похибка результатів вимірювань не перевищує значень, нормованих для технічного вимірювального засобу. Це призводить до

складності застосування формальних підходів до аналізу біосигналів. Наприклад, спектр досліджуваного біосигналу може частково збігатися зі спектром артефакту, тому не вдається застосувати частотну фільтрацію для придушення спотворень. Достовірніші результати може дати застосування математичного апарату, ґрунтованого на нечітких моделях (рис. 4).

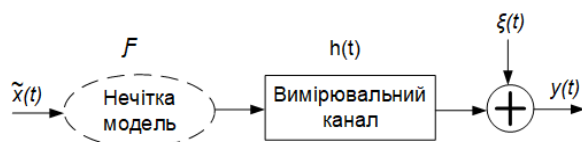


Рис. 4. Модель джерел спотворень біосигналу

Figure 4. Model of biosignal distortion source

Отже, рівняння перетворення, що зв'язує контрольований параметр із біосигналом, можна подати у символічному вигляді

$$y(t) = h(t) * \{ \mathcal{F} [\tilde{x}(t)] \} + \xi(t), \quad (2)$$

де  $\tilde{x}(t)$  – знак “тильда” символічно відображає природну мінливість біосигналу;  $\mathcal{F} [ * ]$  – символічне відображення нечіткої функціональної залежності між контрольованим параметром і біосигналом, через низку факторів, які перешкоджають і які складно формалізувати (інтерференція, екранування). Враховуючи характер проблеми опрацювання біосигналів, видається доцільним застосування технологій глибокого навчання.

## 2. Перетворення і опрацювання біосигналів у комп'ютеризованій вимірювальній системі

### 2.1. Характеристика вимірювальних перетворень і опрацювання біосигналів

Кінцева мета перетворення і опрацювання біосигналів у комп'ютеризованій вимірювальній системі – видобути корисну інформацію у вигляді деяких біомедичних параметрів та інтерпретувати їх у контексті відомостей, які зберігаються у базі знань. Існує багато видів біосигналів, опрацьовуючи які, вирішують різні завдання як медичної діагностики, так і біоінформатики (див. табл. 1 і рис. 5).

Як показано на рис. 5, один вид біосигналу застосовується для кількох завдань, але і навпаки – те саме завдання можна розв'язати із застосуванням різних біосигналів. Поєднання методів опрацювання декількох біосигналів можна використати для формування інтегральних біомедичних показників та підвищення достовірності результатів дослідження. Такий підхід у сучасній біоінформатиці одержав назву злиття сенсорів. Прикладом практичного застосування злиття сенсорів є поліграф (детектор брехні). Задля покращення результатів тестування застосовують багатоканальні вимірювання різних фізіологічних характеристик, пов'язаних із психо-емоційними реакціями людини на поставлені запитання [8].

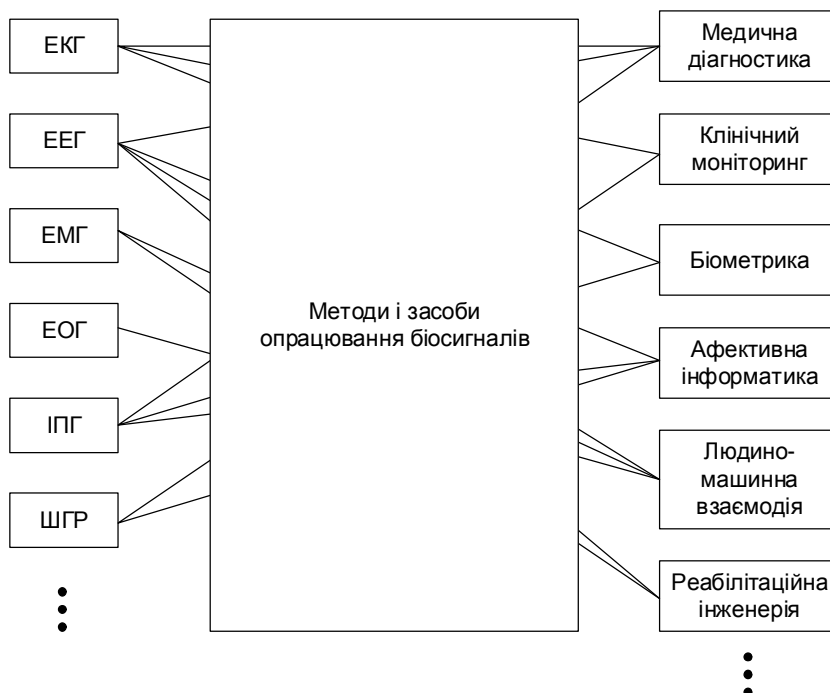


Рис. 5. Зв'язок біосигналів із завданнями біоінформатики

Figure 5. Relation of biosignals with the bioinformatics tasks



Узагальнюючи відомі методи біомедичних досліджень, можна відзначити три основні етапи перетворень біосигналів:

- відбирання (знімання) сигналу із досліджуваного біооб'єкта;
- реєстрація біосигналу відповідною апаратурою;
- визначення біомедичних параметрів і фізіологічних характеристик людини.

На кожному із зазначених етапів виконують певні типові операції – вимірювальні перетворення сигналів і опрацювання даних, які містяться у результатах вимірювання. Завданням першого етапу є **первинне перетворення** фізичних полів чи величин досліджуваного біооб'єкта на сигнали електричної природи, придатні для подальшого перетворення електронними пристроями. Ці перетворення відбуваються за допомогою відповідних електродів та біосенсорів, тому їх можна розглядати як інтерфейс «біооб'єкт–апаратура».

Вимірювальні перетворювачі біосигналів працюють у складних умовах, які характеризуються слабкою інтенсивністю досліджуваних процесів на тлі різних факторів, які перешкоджають. Тому існує потреба у **підсиленні** сигналу із одночасною **фільтрацією** (придушенням) завад. Завершується реєстрація сигналу **аналого-цифровим перетворенням**, оскільки подальше опрацювання відбувається у цифровому вигляді.

Сучасні технології ЦОС уможливлюють застосування обчислювальних потужностей для **покращення відношення сигнал/шум** (цифрова фільтрація, синхронне детектування), а також для **компенсації**

**спотворень** аналогової частини вимірювального тракту (еквалайзер).

У загальному випадку визначення біомедичних показників за допомогою комп'ютерного опрацювання передбачає виконання низки таких операцій:

- **виділення інформативних сегментів** у зареєстрованому сигналі [10];
- **виявлення характерних точок**, наприклад, R-пиків на електрокардіограмі [10];
- **викриття аномальних фрагментів** та їх **коригування** [15];
- **витягання простору ознак** (feature) із біосигналу [16];
- **стиснення простору ознак**;
- **розпізнавання образів** (pattern);
- **класифікація**, така як діагностика.

Дві останні операції складно формалізувати і їх, зазвичай, виконують методами машинного навчання [16].

У зв'язку із частковим перекриттям трактів перетворення і опрацювання сигналів і даних (рис. 5) природно постає питання комплексування апаратних і програмних засобів для ефективної (з погляду затрачених коштів і часу) побудови комп'ютеризованої вимірювальної системи.

## 2.2. Структура комп'ютеризованої вимірювальної системи для завдань біоінформатики

На сучасному етапі розвитку електронної та обчислювальної техніки раціональну імплементацію поширених методів біомедичних досліджень відображає узагальнена структура комп'ютерної системи, наведена на рис. 6.

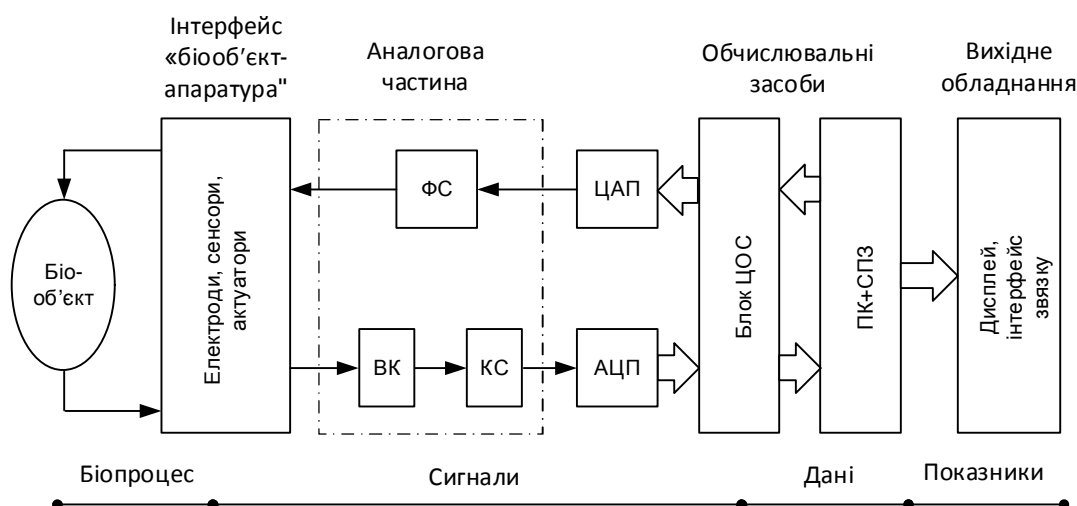


Рис. 6. Узагальнена структура комп'ютеризованої системи опрацювання біосигналів

Fig. 6. General structure of the computerized system for biosignals processing

Таблиця 2

## Оцінка придатності до об'єднання функцій структурних елементів системи

Table 2

## Suitability estimate of functions combination for the system structural elements

Структурний елемент	Електроди, сенсори, актуатори	Вимірювальний каскад, Формувач стимулу	Кондиціонер сигналу	АЦП, ЦАП	Блок ЦОС	ПК+ПЗ	ВО
Оцінка	Індивідуальні	Індивідуальні	Груповий	Групові	Спільний	Спільні	Спільний

Спосіб відбору біосигналу, а отже, і реалізація інтерфейсу “апаратура–біооб’єкт” індивідуальні для кожного методу дослідження. Відбір біосигналів, що мають первинну електричну природу, відбувається за допомогою електродів із відповідної ділянки тіла. Для дослідження фізіологічних процесів неелектричної природи застосовують інтерфейс, побудований із відповідних сенсорів, що перетворюють такий процес на пропорційний електричний сигнал.

У вимірювальному каскаді (ВК) відбувається формування сигналу у вигляді електричної напруги. Будова ВК так само індивідуальна, оскільки залежить від виду біосигналу. Вимірювальний каскад може являти собою певну схемотехнічну реалізацію підсилювача біопотенціалів (ЕКГ, ЕЕГ, ЕМГ) [14], перетворювача «струм–напруга» (ФПГ, БІА) [12, 17] чи мостову схему (ІПГ) [18].

Кондиціонер сигналів (КС) призначений для узгодження вихідної напруги вимірювального каскаду із АЦП за динамічним діапазоном і частотною смугою [19]. Як правило, до його складу входять підсилювач із регульованим коефіцієнтом передачі та антиаліазинговий фільтр. Отже, одна схемотехнічна реалізація кондиціонера сигналів придатна для роботи із кількома видами біосигналів. Наприклад, для сигналів ЕКГ і ЕЕГ, частотний діапазон яких приблизно збігається, змінюючи підсилення, можна узгодити із АЦП їх рівні.

На відміну від перших двох, третя група методів для утворення біосигналу потребує подавання на біооб’єкт через інтерфейс “апаратура–біооб’єкт” додаткових стимулів. Тому до структури аналогової частини системи, крім вимірювального каскаду і кондиціонера сигналів, входить також формувач стимулів (ФС). Управління цим пристроєм здійснюється командами обчислювального блока через цифроаналоговий перетворювач ЦАП. Крім того, всередині апаратної частини відбувається синхронізація формувача стимулів із АЦП (рис. 6).

Обчислювальні засоби комп’ютеризованої системи представлені блоком цифрової обробки сигналів (ЦОС) і персональним комп’ютером (ПК) зі спеціалізованим програмним забезпеченням (СПЗ).

Оскільки біосигнали мають низький рівень, а відтак є вразливими до впливу завад, обчислювальну потужність блока ЦОС застосовують для фільтрування шумів і зовнішніх наведень, коригування спотворень вимірювального тракту, виявлення грубих відхилень як окремих вибірок, так і фрагментів біосигналу.

Ключові операції із визначення різних біомедичних показників, основані як на формальних, так і на неформальних методах опрацювання даних, виконують на персональному комп’ютері із використанням різних бібліотек машинного навчання, таких як *Caffe*, *Theano*, *Torch*, *MXNet*, *Tensorflow*, *Neon*, *CNTK* [20].

У табл. 2 наведено оцінку придатності структурних елементів комп’ютеризованої системи до об’єднання перетворення й оброблення різного виду біосигналів.

Отже, залежно від можливості об’єднання функцій для перетворення і оброблення різного виду біосигналів виділено три категорії структурних елементів біоінформатичної системи – індивідуальні для кожного біосигналу, групові, що можуть застосовуватися для кількох біосигналів, а також спільні, придатні для опрацювання всіх типів біосигналів незалежно від завдань біоінформатики.

### 2.3. Критерії оцінювання достовірності визначення біомедичних показників

Більшість задач біоінформатики за суттю зводяться до розпізнавання (класифікації) образів, наприклад, встановлення діагнозу. Для біологічних сигналів внаслідок високої складності процесів у організмі важливо дати оцінку надійності вихідної інформації, результатів аналізу і класифікації.

Позначимо:

- TP (True Positive) – кількість правильно позитивних результатів;
- TN (True Negative) – кількість правильно негативних результатів;
- FP (False Positive) – кількість хибно позитивних результатів;

- FN (False Negative) – кількість хибно негативних результатів;

- $N = TP + TN + FP + FN$  – загальна кількість досліджень.

Тоді оцінити достовірність результатів визначення біометричних показників можна за такими критеріями [1,17]:

1. Помилка першого роду, або позитивна умовна точність (*Positive Predictive Value*) – імовірність наявності захворювання у випадку позитивного результату тесту:

$$PPV = TP / (TP + FP). \quad (3)$$

2. Помилка другого роду, або негативна умовна точність (*Negative Predictive Value*) – імовірність відсутності захворювання за негативного результату тесту

$$NPV = TN / (TN + FN). \quad (4)$$

3. Чутливість, або частка правильно позитивних класифікацій (*True Positive Rate*) – імовірність того, що тест буде позитивним, якщо є захворювання:

$$TPR = TP / (TP + FN). \quad (5)$$

4. Специфічність, або частка хибно негативних класифікацій (*True Negative Rate*) – імовірність того, що тест буде негативним, а захворювання все ж є:

$$TNR = TN / (TN + FP). \quad (6)$$

5. Вірогідність або точність (*Accuracy*) – імовірність одержати правильну відповідь:

$$ACC = (TP + TN) / (TP + TN + FP + FN). \quad (7)$$

## Висновки

Визначення біомедичних показників на основі вимірювання і опрацювання біосигналів – завдання важливе не лише для медичної діагностики і клінічного моніторингу, але і у таких сферах, як біометрика, реабілітаційна інженерія, афективна інформатика, людино-машинна взаємодія і багатьох інших. Нині інструментальні засоби переважно орієнтовані на вимірювання конкретного виду біосигналу, а біомедичні показники часто визначають за допомогою візуального аналізу фахівці відповідної галузі.

Сучасний стан інформаційних технологій, зокрема успіхи у царині машинного навчання, відкривають перспективи їх застосування для вирішення багатьох завдань, зокрема і таких, що ґрунтуються на сумісному опрацюванні кількох видів біосигналів. Для ефективної реалізації біоінформатичної комп'ютеризованої вимірювальної системи біоінформатики важливо розробити її структуру, яка б забезпечила максимальну універсальність і гнучкість за рахунок раціонального розподілу програмно-апаратних засобів та обчислювальних ресурсів.

Важливими аспектами синтезу архітектури біоінформатичної системи є розуміння механізму формування різного виду біосигналів, аналіз дестабілізуючих факторів та суть операцій із перетворення і опрацювання сигналів. Це дало змогу поділити структурні елементи на три категорії:

- індивідуальні (електроди, сенсори, актуатори, вимірювальний каскад, формувач стимулу);
- групові (кондиціонер сигналів, АЦП і ЦАП);
- спільні (блок цифрового оброблення сигналів, комп'ютер із програмним забезпеченням, зокрема бібліотеки алгоритмів машинного навчання).

Оскільки на завершальному етапі виконується інтерпретація результатів, яка за суттю є завданням класифікації, то для оцінювання достовірності досліджень, а отже, й ефективності роботи комп'ютеризованої вимірювальної системи біоінформатики застосовують такі критерії, як помилки першого і другого родів, чутливість, специфічність і вірогідність.

Запропоновані підходи до опрацювання біосигналів можна використовувати не лише для аналізу об'єктивного стану організму, але також для зворотного впливу, щоб за потреби корегувати цей стан. На практиці це означає потребу в періодичному записі біосигналів конкретного індивідууму впродовж тривалого періоду. А це дасть змогу виконати ретроспективний аналіз і окреслити допустимі межі зміни параметрів цих сигналів, які можна вважати нормою. Перевищення очікуваних меж можна інтерпретувати як аномальний стан організму, корекцію якого можливо було б частково здійснювати через вплив різними енергетичними величинами (мікроструми, магнітне поле тощо).

## Подяка

Автори висловлюють вдячність колективам кафедри інформаційно-вимірювальних технологій Національного університету «Львівська політехніка» та ІТ компанії «SciForce» за надану допомогу та сприяння у підготовці статті.

## Список літератури

- [1] R. Rangayyan. *Biomedical Signal Analysis. A Case-Study Approach*. John Wiley and Sons Inc. 2002.
- [2] R. Singh, S. Conjeti, R. Banerjee, "Comparative evaluation of neural network classifiers for stress level analysis of automotive drivers using physiological signals", *Biomed. Signal Processing and Control*, vol. 8, p. 740–744, 2013.
- [3] D. Jenkins, S. Gerred, *ECGs by Example*, 2011. [Online]. Available: <https://www.elsevier.com/books/ecgs-by-example/jenkins/978-0-7020-4228-7>
- [4] K. Najarian, R. Splinter, *Biomedical Signal and Image Processing*. CRC Press Taylor & Francis Group, 2012.
- [5] *Advanced Biosignal Processing*. Ed. A. Nait-Ali, 2009. [Online]. Available: <https://www.springer.com/la/book/9783540895053>.

- [6] С. Оглоблин, А. Молчанов, *Инструментальная «детекция лжи»*. Ярославль, РФ: Ньюанс. 2004.
- [7] Я. Жевандрова, А. Сыропятов, В. Буряк, «Комплексная биометрическая аутентификация личности», *Системы обработки інформації*, вип. 4 (141), с. 104–107, 2016.
- [8] J. Cunha, B. Cunha, W. Xavier, N. Ferreira, A. Pereira, “Vital-Jacket: a wearable wireless vital signs monitor for patients’ mobility”, in *Proc. the Avantex Symposium*, 2010, s. 1–2. [Online]. Available: [https://www.researchgate.net/profile/Nuno\\_Ferreira11/publication/224144496\\_Vital-JacketR\\_A\\_wearable\\_wireless\\_vital\\_signs\\_monitor\\_for\\_patients\\_mobility\\_in\\_cardiology\\_and\\_sports/links/0deec5268d9e86b08e000000/Vital-JacketR-A-wearable-wireless-vital-signs-monitor-for-patients-mobility-in-cardiology-and-sports.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Nuno_Ferreira11/publication/224144496_Vital-JacketR_A_wearable_wireless_vital_signs_monitor_for_patients_mobility_in_cardiology_and_sports/links/0deec5268d9e86b08e000000/Vital-JacketR-A-wearable-wireless-vital-signs-monitor-for-patients-mobility-in-cardiology-and-sports.pdf)
- [9] С. Мецанінов, В. Снівак, А. Орлов, *Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань*. Київ, Україна: КІП, 2015.
- [10] В. Хома, Ю. Хома, В. Герасименко, Д. Сабодашко, «ЕКГ-ідентифікація з використанням глибоких нейронних мереж», *вісник Нац. ун-ту «Львівська політехніка»*, Автоматика, вимірювання та керування, ном. 880, с. 67–72, 2017.
- [11] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, *Physiological Measurement*, vol. 28, p. 1–39, 2007.
- [12] Д. Николаев, *Биоимпедансный анализ состава тела человека*. Москва, РФ: Наука, 2009.
- [13] М. Дорожовець, *Опрацювання результатів вимірювань*. Львів, Україна: Вид-во Нац. ун-ту «Львів. політехніка», 2007.
- [14] А. Федотов, С. Акулов, *Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга*. Москва, РФ: Радио и связь, 2013.
- [15] V. Khoma, M. Pelc, Y. Khoma, D. Sabodashko, “Outlier Correction in ECG-Based Human Identification”, in *Biomedical Engineering and Neuroscience. BCI 2018. Advances in Intelligent Systems and Computing*, Springer: vol. 720. p. 11–22, 2018.
- [16] W. Lukasz, Yu. Khoma, P. Falat, D. Sabodashko, V. Herasymenko, “Biometric Identification From Raw ECG Signal Using Deep Learning Techniques”, in *Proc. 9th IEEE Internat. Conf. on Intel. Data Acquis. and Adv. Comp. Systems: Technology and Applications*, Bucharest, Romania, Sept. 21–23, 2017, p. 129–133.
- [17] B. Stadnyk, T. Fröhlich, Yu. Khoma, V. Herasymenko, O. Chaban, “Impedance analyser error correction using artificial neural networks”, in *Proc. 59th Ilm. Sc. Col., TU-Ilmenau, Germany*, Sept. 11–15, 2017, p. 18.
- [18] V. Khoma, V. Ivanyuk, “High Sensitive Wiretap Detector: Design and Modeling”, *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 93, no. 2, p. 250–254, 2017.
- [19] М. Дорожовець, розд. “Кондиціювання сигналів сенсорів”. У кн. “Сенсори”. Львів, Україна: Бескид Bit, 2014, с. 124–152.
- [20] Scikit-Learn Machine Learning in Python. [Online]. Available: [http://scikit-learn.org/stable/modules/model\\_evaluation.html#accuracy-score](http://scikit-learn.org/stable/modules/model_evaluation.html#accuracy-score). Acc. Apr. 21, 2017.
- [3] D. Jenkins, S. Gerred, *ECGs by Example*, 2011. [Online]. Available: <https://www.elsevier.com/books/ecgs-by-example/jenkins/978-0-7020-4228-7>
- [4] K. Najarian, R. Splinter, *Biomedical Signal and Image Processing*. CRC Press Taylor & Francis Group, 2012.
- [5] *Advanced Biosignal Processing*. Ed. A. Nait-Ali, 2009. [Online]. Available: <https://www.springer.com/la/book/9783540895053>.
- [6] S. Ogloblin, A. Molchanov, *Instrumental Detection of Lying*. Yaroslavl, RF: Nuances, 2004.
- [7] Ya. Zhevandrova, A. Syropyatov, V. Buryak, “Comprehensive Biometric Authentication of Personality”, *Information Processing Systems*, iss.4(141), p.104–107, 2016.
- [8] J. Cunha, B. Cunha, W. Xavier, N. Ferreira, A. Pereira, “Vital-Jacket: a wearable wireless vital signs monitor for patients’ mobility”, in *Proc. the Avantex Symposium*, 2010, s.1–2. [Online]. Available: [https://www.researchgate.net/profile/Nuno\\_Ferreira11/publication/224144496\\_Vital-JacketR\\_A\\_wearable\\_wireless\\_vital\\_signs\\_monitor\\_for\\_patients\\_mobility\\_in\\_cardiology\\_and\\_sports/links/0deec5268d9e86b08e000000/Vital-JacketR-A-wearable-wireless-vital-signs-monitor-for-patients-mobility-in-cardiology-and-sports.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Nuno_Ferreira11/publication/224144496_Vital-JacketR_A_wearable_wireless_vital_signs_monitor_for_patients_mobility_in_cardiology_and_sports/links/0deec5268d9e86b08e000000/Vital-JacketR-A-wearable-wireless-vital-signs-monitor-for-patients-mobility-in-cardiology-and-sports.pdf)
- [9] S. Meshchaninov, V. Spivak, A. Orlov, *Electronic methods and means of biomedical measurements*. Kyiv, Ukraine: KPI, 2015.
- [10] V. Khoma, Yu. Khoma, V. Gerasimenko, D. Sabodashko, “ECG-identification using deep neural networks”, *Bull. Lviv Polytechn. Nat. Univ. "Automation, Measurement and Control"*, no.880, p.67–72, 2017.
- [11] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, *Physiological Measurement*, vol.28, p.1–39, 2007.
- [12] D. Nikolaev, *Bioimpedance analysis of human body*. Moscow, RF: Science, 2009.
- [13] M. Dorozhovets, *Processing the measurement results*. Lviv, Ukraine: Publ. House Lviv Pol. Nat. Univ., 2007.
- [14] A. Fedotov, S. Akulov, *Measuring transducers of biomedical signals of systems of clinical monitoring*. Moscow, RF: Radio and communication, 2013.
- [15] V. Khoma, M. Pelc, Y. Khoma, D. Sabodashko, “Outlier Correction in ECG-Based Human Identification”, in *Biomedical Engineering and Neuroscience. BCI 2018. Advances in Intelligent Systems and Computing*, Springer: vol.720. p.11–22, 2018.
- [16] W. Lukasz, Yu. Khoma, P. Falat, D. Sabodashko, V. Herasymenko, “Biometric Identification From Raw ECG Signal Using Deep Learning Techniques”, in *Proc. 9th IEEE Internat. Conf. on Intel. Data Acquis. and Adv. Comp. Systems: Technology and Applications*, Bucharest, Romania, Sept. 21–23, 2017, pp.129–133.
- [17] B. Stadnyk, T. Fröhlich, Yu. Khoma, V. Herasymenko, O. Chaban, “Impedance analyser error correction using artificial neural networks”, in *Proc. 59th Ilm. Sc. Col., TU-Ilmenau, Germany*, Sept. 11–15, 2017, p.18.
- [18] V. Khoma, V. Ivanyuk, “High Sensitive Wiretap Detector: Design and Modeling”, *Przegląd Elektrotechniczny*, vol.93, no.2, p.250–254, 2017.
- [19] M. Dorozhovets, “Conditioning the sensor signals”, in “Sensors”. Lviv, Ukraine: Beskyd Bit, 2014, pp.124–152.
- [20] Scikit-Learn Machine Learning in Python. [Online]. Available: [http://scikit-learn.org/stable/modules/model\\_evaluation.html#accuracy-score](http://scikit-learn.org/stable/modules/model_evaluation.html#accuracy-score). Acc. Apr. 21, 2017.

## References

- [1] R. Rangayyan. *Biomedical Signal Analysis. A Case-Study Approach*. John Wiley and Sons Inc. 2002.
- [2] R. Singh, S. Conjeti, R. Banerjee, “Comparative evaluation of neural network classifiers for stress level analysis of automotive drivers using physiological signals”, *Biomed. Signal Processing and Control*, vol.8, p.740–744, 2013.