МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

Дозорська Оксана Федорівна

УДК 612.78:661.831-073.97-71

ДИСЕРТАЦІЯ

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТА МЕТОДИ ОПРАЦЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ КОМПЕНСАЦІЇ ПОРУШЕНОЇ КОМУНІКАТИВНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЮДИНИ

01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи
(шифр і назва спеціальності)

05 «Технічні науки»
(галузь знань)

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____
(підпис, ініціали та прізвище здобувача)

Науковий керівник:
кандидат технічних наук, доцент
Яворська Євгенія Богданівна

Ідентичність всіх примірників дисертації
ЗАСВІДЧУЮ:
Вчений секретар спеціалізованої вченої ради
/Б. Г. Шелестовський/

Тернопіль – 2020

АНОТАЦІЯ

Дозорська О.Ф. Математична модель та методи опрацювання біосигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук (доктора філософії) за спеціальністю 01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи. – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2020.

Підготовка здійснювалась на кафедрі біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Спеціалізована вчена рада Д 58.052.01 при Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

Дисертаційна робота присвячена розв’язанню актуального наукового завдання – обґрунтування вибору математичної моделі та розроблення методів опрацювання біосигналів, які дають можливість виділення інформативних ознак процесу мовлення в структурі електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. Об’єкт дослідження: процес математичного моделювання та опрацювання біосигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. Предмет дослідження: математична модель та методи опрацювання біосигналів для виділення інформативних ознак окремих структурних елементів мови для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини.

У першому розділі проведено обґрунтування актуальності задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. При цьому встановлено, що комунікативна функція людини в повній мірі може бути реалізована виключно у випадку повноцінного функціонування центральної та периферичної нервової системи, системи дихання і органів голосового апарату. Враховуючи зростання кількості людей із порушеною або повністю втраченою комунікативною

функцією, важливим в області реабілітаційної медицини є завдання пошуку шляхів компенсації порушеної комунікативної функції людини. Враховуючи той факт, що основним джерелом відомостей про роботу системи є сигнал, який утворюється в процесі функціонування цієї системи, компенсувати порушення комунікативної функції можна шляхом належного опрацювання біосигналів, які виникають у процесі мовлення. Проведено аналіз поширених в області біомедичної інженерії методів які в перспективі можуть бути використані для компенсації порушеної комунікативної функції. Зокрема виділено методи, що ґрунтуються на відборі та опрацюванні електроенцефалографічних сигналів, електроміографічних сигналів артикуляційного апарату, електроміографічних сигналів збудження голосових складок та методів реалізації технологій інтерфейсів безмовного доступу. Провівши аналіз можливості застосування для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини описаних типів біосигналів виявлено недоліки, пов'язані із недостатньою інформативністю кожного окремо взятого біосигналу. Запропоновано спосіб компенсації порушеної комунікативної функції, що ґрунтується на паралельному відборі та опрацюванні двох груп біосигналів: перші є електроміографічними сигналами, які відібрані з поверхні шиї поблизу голосових складок; інша група – це електроенцефалографічні сигнали, локалізовано відібрані з ділянок поверхні голови пацієнта, що розташовані поблизу мовних центрів. Запропонований спосіб компенсації порушеної комунікативної функції включає в себе наступні етапи: за результатами опрацювання електроенцефалографічних сигналів встановлюються часові моменти початку та закінчення процесу мовлення; за результатами опрацювання електроміографічних сигналів встановлюються часові моменти присутності ознак основного тону, що є індикаторами голосних та приголосних вокалізованих фонем; за змінами значень частоти основного тону проводиться ідентифікація голосних та приголосних вокалізованих фонем. В роботі розглядаються перші два етапи. Для реалізації запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції необхідним є розроблення методів опрацювання таких біосигналів на основі певної математичної моделі, яка

повинна бути адекватною як фізичній природі цих сигналів так і поставленій задачі.

У другому розділі проведено аналіз можливості подання електроенцефалографічного та електроміографічного сигналів у вигляді детермінованого та стаціонарного випадкового процесу. Встановлено, що такі моделі не є адекватними поставленій задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. Для обґрунтування математичної моделі біосигналів висунуто припущення, що ділянки електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів в стані спокою будуть стаціонарними, а ділянки електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів при реалізації комунікативної функції будуть стаціонарними, але з відмінними від аналогічних ділянок для стану спокою параметрами (оцінки математичного сподівання, дисперсії тощо). При цьому, як математичну модель електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів обґрунтовано кусково стаціонарний випадковий процес. Розроблено методи опрацювання електроміографічних та електренцефалографічних сигналів, що ґрунтуються на оцінюванні усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності в межах трансляцій ковзного вікна.

У третьому розділі проведено експериментальні дослідження з метою подальшої верифікації розроблених методів опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів при поданні їх у вигляді кусково стаціонарного випадкового процесу. Відбір електроенцефалографічних сигналів проводився із застосуванням електроенцефалографа Нейроком та стандартної схеми накладання електродів. Тривалість запису становила 2 хв. Піддослідній особі пропонувалось протягом першої хвилини запису намагатись не думати ні про що, а протягом другої хвилини - інтенсивно «подумки» повторювати слово «вверх». В результаті наступного опрацювання відібраних електроенцефалографічних сигналів було встановлено, що на сигналах, записаних з певних відведень особливо інтенсивно проявляється зміна амплітуди сигналів – її зростання на ділянці, що характеризує

другу хвилину запису. Цей факт пояснено підвищенням мозкової активності в процесі вимовляння «подумки» слова «вверх». Підвищення мозкової активності спостерігається в структурі сигналів, що відібрані з відведень, які розміщені в безпосередній близькості до мовних центрів. Відповідно замість стандартної схеми для розв'язання поставленої задачі запропоновано накладати електроди поблизу цих мовних центрів. Запропоновано структуру системи відбору електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів а також обґрунтовано параметри її складових елементів. В ході експериментальних досліджень, щоб достеменно знати ділянки електроміографічного сигналу, на яких повинні проявлятись ознаки основного тону, паралельно із відбором електроміографічних сигналів проводився відбір голосових сигналів (із здорових осіб). Для цього в запропонованій структурі введено окремий канал відбору голосових сигналів. Проведено синхронний відбір електроенцефалографічних, голосових та електроміографічних сигналів, і проведено їх попереднє опрацювання.

У четвертому розділі проведено верифікацію запропонованої математичної моделі та методів опрацювання біосигналів. Застосовано метод ковзного вікна до опрацювання електроенцефалографічних сигналів для визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення. Для цього, в межах кожного вікна проводилось обчислення оцінок розподілу спектральної густини потужності кожного біосигналу. Потім проводилось усереднення цих оцінок за частотою та потужністю. Встановлено, що запропоновані усереднені оцінки є чутливими до проявів зміни мозкової активності в структурі електроенцефалографічного сигналу. Як критерій визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення використано варіацію усереднених оцінок спектральної густини потужності. Встановлено, що значення варіації збільшуються більш як на порядок при наявності ознак мозкової активності. Запропонований критерій є чутливим. Для виділення ознак основного тону в структурі електроміограффічних сигналів також використано метод ковзного вікна. В межах кожного вікна проводилось обчислення оцінок розподілу спектральної густини потужності та оцінювання

наявності формант в інтервалі істування частоти основного тону. За попередньо визначеним інтервалом існування частоти основного тону проводилось усереднення оцінок розподілу спектральної густини потужності за частотою та потужністю на інтервалі існування частоти основного тону. Встановлено, що на ділянках електроміографічного сигналу, які відповідають процесу голосотворення, спостерігається різке збільшення значень усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності в діапазоні існування частоти основного тону. Проведено оцінювання достовірності отриманих результатів на основі критерію Фішера. Запропоновано спосіб технічної реалізації системи компенсації порушеної комунікативної функції.

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Уперше обґрунтовано спосіб компенсації порушеної комунікативної функції людини, що полягає у паралельному відборі і наступному опрацюванні ЕЕГ та ЕМГ сигналів для виявлення у їхній структурі ознак процесу мовлення, який на відміну від відомих способів дає можливість отримання достатньої кількості інформації для ідентифікації окремих фонем при намаганні пацієнтів реалізувати комунікативну функцію;

2. Уперше застосовано кусково стаціонарний випадковий процес як математичну модель паралельно зареєстрованих ЕЕГ та ЕМГ сигналів, яка на відміну від відомих моделей враховує зміни значень параметрів таких сигналів в процесі реалізації комунікативної функції людини та має засоби визначення часових моментів появи цих змін;

3. Розроблено методи опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів, що ґрунтуються на використанні методів спектрально-кореляційного аналізу та ковзного вікна, які на відміну від відомих дають можливість виявлення часових моментів появи змін у структурі таких сигналів, котрі викликані реалізацією комунікативної функції людини;

4. Уперше застосовано усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності вибірок з паралельно зареєстрованих ЕЕГ та ЕМГ сигналів, які уможливлені для встановлення часових моментів початку та закінчення процесу

реалізації комунікативної функції, а також наявності ознак окремих фонем та їх наступної ідентифікації.

Практичне значення отриманих результатів дисертаційного дослідження полягає в тому, що на базі запропонованої математичної моделі розроблено методи опрацювання ЕЕГ і ЕМГ сигналів та реалізовано алґоритми визначення інформативних ознак голосних та приголосних вокалізованих фонем з можливістю наступної їх ідентифікації, що можуть бути використані при побудові технічних систем компенсації порушеної комунікативної функції людини. Даний підхід є актуальним та практичним результатом роботи, який дає змогу реалізувати технічні засоби компенсації порушеної комунікативної функції людини.

Основні результати досліджень, що відображені у дисертаційній роботі, опубліковано у 18 наукових працях: з них у 6 статтях, що входять до переліку наукових фахових видань України з технічних наук (6 з яких у виданнях, що зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування Web of Science, Ulrich's Web Global Serials Directory, Index Copernicus, Polish Scholarly Bibliography, Inspec, Open Academic Journals Index), 2 статті в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування International Innovative Journal Impact Factor, Directory of Indexing and Impact Factor, Scientific Indexing Services, International Scientific Indexing, Cite Factor), 1 стаття у інтернет-виданні та 9 тез доповідей у працях міжнародних та всеукраїнських наукових та науково-технічних конференцій.

Ключові слова: комунікативна функція людини, електроенцефалографічний сигнал, електроміографічний сигнал, кусково стаціонарний випадковий процес, система відбору біосигналів, ковзне вікно, верифікація.

SUMMARY

Dozorska O.F. The mathematical model and methods of biosignals processing for the task of broken human communicative function compensation. – Qualifying scientific work on the rights of manuscripts.

Dissertation for the degree of a candidate of technical sciences (doctor of philosophy) in specialty 01.05.02 – Mathematical modeling and computational methods. – Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopol, 2020.

The training was carried out at the Department of Biotechnical Systems of the Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

Specialized Academic Council D 58.052.01 at the Ternopil Ivan Puluj National Technical University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

The dissertation is devoted to solving a topical scientific problem - substantiation of the choice of mathematical model and development of methods for processing biosignals, which allow to identify informative features of the speech process in the structure of electroencephalographic and electromyographic signals to compensate for impaired human communication. Object of research: the process of mathematical modeling and processing of biosignals for the problem of compensation for impaired human communicative function. Subject of research: mathematical model and methods of biosignals processing for selection of informative features of separate structural elements of language for the problem of compensation of the broken communicative function of the person.

In the first section the substantiation of urgency of a problem of compensation of the broken communicative function of the person is carried out. It is established that the communicative function of a person can be fully realized only in the case of full functioning of the central and peripheral nervous system, respiratory system and vocal apparatus. Given the growing number of people with impaired or completely lost communicative function, it is important in the field of rehabilitation medicine to find ways to compensate for impaired human communicative function. Given the fact that

the main source of information about the system is a signal that is generated during the operation of this system, to compensate for the violation of communicative function can be done by proper processing of biosignals that occur during speech. The analysis of the methods widespread in the field of biomedical engineering which in the long run can be used for compensation of the broken communicative function is carried out. In particular, methods based on the selection and processing of electroencephalographic signals, electromyographic signals of the articulatory apparatus, electromyographic signals of excitation of the vocal folds and methods of implementing technologies of silent access interfaces are distinguished. The analysis of the possibility of using the described types of biosignals for the problem of compensation of impaired human communicative function revealed the shortcomings associated with the lack of information of each individual biosignal. A method of compensating for impaired communicative function is proposed, which is based on the parallel selection and processing of two groups of biosignals: the first are electromyographic signals that are selected from the surface of the neck near the vocal folds; the other group is electroencephalographic signals, locally selected from areas of the patient's head surface located near the speech centers. The proposed method of compensation for impaired communication function includes the following stages: the results of processing of electroencephalographic signals set the time of the beginning and end of the speech process; based on the results of electromyographic signals processing, the time moments of the presence of the basic tone signs are established, which are indicators of vowel and consonant vocalized phonemes; vowel and consonant vocalized phonemes are identified by changes in the fundamental frequency values. The first two stages are considered in the work. To implement the proposed method of compensation for impaired communicative function, it is necessary to develop methods for processing such biosignals on the basis of a certain mathematical model, which should be adequate to both the physical nature of these signals and the task.

The second section analyzes the possibility of presenting electroencephalographic and electromyographic signals in the form of deterministic and stationary random process. It is established that such models are not adequate to the task of compensating

for impaired human communicative function. To substantiate the mathematical model of biosignals, it is assumed that areas of electroencephalographic and electromyographic signals at rest will be stationary, and areas of electroencephalographic and electromyographic signals in the implementation of the communicative function will be stationary, but with different from similar areas for resting mathematical parameters.). In this case, as a mathematical model of electroencephalographic and electromyographic signals, a piecewise stationary random process is substantiated. Methods for processing electromyographic and electrencephalographic signals based on the evaluation of averaged estimates of the power spectral density distribution within the sliding window translations have been developed.

In the third section, experimental studies were conducted in order to further verify the developed methods of processing electroencephalographic and electromyographic signals when presenting them as a piecewise stationary random process. Selection of electroencephalographic signals was performed using a Neurocom electroencephalograph and a standard electrode placement scheme. The recording time was 2 minutes The subject was asked to try not to think about anything during the first minute of the recording, and to repeat the word "up" intensively "mentally" during the second minute. As a result of further processing of the selected electroencephalographic signals, it was found that the signals recorded from certain leads show a particularly intense change in the amplitude of the signals - its growth in the area that characterizes the second minute of recording. This fact is explained by the increase in brain activity in the process of pronouncing "mentally" the word "up". Increased brain activity is observed in the structure of signals selected from the leads, which are located in close proximity to the speech centers. Accordingly, instead of the standard scheme for solving this problem, it is proposed to impose electrodes near these speech centers. The structure of the system of selection of electroencephalographic and electromyographic signals is offered and also the parameters of its constituent elements are substantiated. In the course of experimental research, in order to know for sure the areas of the electromyographic signal where the signs of the fundamental tone should appear, in parallel with the selection of electromyographic signals, the selection of voice signals

(from healthy individuals) was performed. For this purpose in the offered structure the separate channel of selection of voice signals is entered. Simultaneous selection of electroencephalographic, voice and electromyographic signals was carried out, and their preliminary processing was carried out.

In the fourth section the verification of the offered mathematical model and methods of processing of biosignals is carried out. The sliding window method was applied to the processing of electroencephalographic signals to determine the time of the beginning and end of the speech process. To do this, within each window, estimates of the power spectral density distribution of each biosignal were calculated. These estimates were then averaged over frequency and power. It is established that the proposed average estimates are sensitive to the manifestations of changes in brain activity in the structure of the electroencephalographic signal. The variation of the average estimates of the spectral power density is used as a criterion for determining the time moments of the beginning and end of the speech process. It is established that the values of variation increase by more than an order of magnitude in the presence of signs of brain activity. The proposed criterion is sensitive. A sliding window method was also used to highlight the features of the fundamental tone in the structure of electromyographic signals. Within each window, estimates of the power spectral density distribution calculation and estimation of the presence of formants in the range of the fundamental frequency were performed. According to a predetermined interval of the existence of the fundamental frequency, the estimates of the distribution of the spectral power density by frequency and power on the interval of the existence of the fundamental frequency were averaged. It is established that in the areas of the electromyographic signal that correspond to the process of voice formation, there is a sharp increase in the values of the average estimates of the power spectral density distribution in the range of the fundamental frequency. The reliability of the obtained results was evaluated on the basis of Fisher's criterion.

Scientific novelty of the obtained results.

1. For the first time the method of compensation of the broken communicative function of the person consisting in parallel selection and the subsequent processing of

EEG and EMG signals for detection in their structure of signs of process of speech which unlike the known methods gives the chance to receive enough information patients to realize the communicative function;

2. For the first time a piecewise stationary random process was used as a mathematical model of parallel registered EEG and EMG signals, which in contrast to known models takes into account changes in the parameters of such signals in the process of human communicative function and has the means to determine time;

3. Methods of processing EEG and EMG signals based on the use of spectral correlation analysis and sliding window, which, unlike the known ones, allow to detect time moments of changes in the structure of such signals, which are caused by the implementation of human communicative function;

4. For the first time, averaged estimates of the power spectral density distribution of samples from parallel registered EEG and EMG signals are used, which are possible to establish the time of beginning and end of the process of communicative function, as well as the presence of individual phonemes and their subsequent identification.

The practical significance of the results of the dissertation research is that on the basis of the proposed mathematical model and methods of processing electroencephalographic and electromyographic signals implemented algorithms for determining the informative features of vowels and consonants vocalized phonemes with the possibility of subsequent identification, which can be used to human functions. This is a relevant and important, practically useful result of work, which allows to compensate for impaired human communicative function.

The main research results reflected in the dissertation are published in 18 scientific papers: of them in 6 articles included in the list of scientific professional publications of Ukraine in technical sciences (6 of which in publications registered in scientometric databases with international citation index). Web of Science, Ulrich's Web Global Serials Directory, Index Copernicus, Polish Scholarly Bibliography, Inspec, Open Academic Journals Index), 2 articles in international periodicals (registered in scientometric databases with international citation index International Innovative Journal Impact Factor, Directory of Indexing and Impact Factor, Scientific

Indexing Services, International Scientific Indexing, Cite Factor), 1 article in the online edition and 9 abstracts in international and national scientific and scientific-technical conferences.

Key words: human communicative function, electroencephalographic signal, electromyographic signal, piecewise stationary random process, biosignal selection system, sliding window, verification.

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати:

1. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Яворська Є.Б. Відбір та опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського*. 2017. Вип. 4(105). С. 9-14. ***(індексується у загальнодержавній базі даних «Україніка наукова» (реферативний журнал «Джерело») і реферативному журналі ВІНІТІ (РАН), а також у міжнародних наукометричних базах даних «Ulrich's Web Global Serials Directory», «Index Copernicus», «Polish Scholarly Bibliography», «Infobase Index», «Inspec», «Open Academic Journals Index», «Google Scholar», «CiteFactor» і «Scientific Indexing Services»).*** – обґрунтування способу опосередкованого відновлення комунікативної функції людини шляхом відбору та наступного опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів.

2. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Дедів Л.Є., Дедів І.Ю., Яворська Є.Б. Застосування нейрохронаксичної теорії фонації для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. *Znanstvena misel*. Slovenia. 2017. №12. С. 57-61. ***(індексується у International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF), Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF),Scientific Indexing Services (SIS), International Scientific Indexing (ISI), Cite Factor (Academic Scientific Journal)).*** – обґрунтування наявності взаємопов'язаності електроміографічних та голосових сигналів виходячи із нейрохронаксичної теорії фонації.

3. Dozorskyy V., Dediv L., Dozorska O. Mathematical model of vocal signals for the tasks of human vocal apparatus diagnostic. *The National Journal of Biomedical Engineering*, 2017. №1. 7 p. – обґрунтування математичної моделі голосових сигналів.

4. Palaniza Y.B., Shadrina H.M., Khvostivskiy M.O., Dediv L.Ye., Dozorska O.F. Main theoretical basis of biosignals modeling. *Znanstvena misel.* Slovenia. 2018. №16. P. 39-44. ***(індексується у International Innovative Journal Impact Factor (IIJIF), Directory of Indexing and Impact Factor (DIIF),Scientific Indexing Services (SIS), International Scientific Indexing (ISI), Cite Factor (Academic Scientific Journal)).*** – обґрунтування підходів до вибору математичної моделі біосигналів.

5. Vyacheslav Nykytyuk, Vasyl Dozorskyi, Oksana Dozorska. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. *Scientific jornal of the Ternopil National Technical University*. 2018. Vol. 91. № 3. P. 125–133. ***(індексується у Index Copernicus, Google Scholar).*** – обґрунтування методу ковзного вікна для виявлення часових моментів появи ознак процесу мовлення в структурі електроенцефалографічних сигналів.

6. Яворська Є., Дозорський В., Дедів Л., Дозорська О. Метод опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. *Вчені записки Таврійського національного університету імені В.І. Вернадського. Технічні науки.* 2018. Т. 29 (68), № 4. С. 26-30. (***індексується у Index Copernicus International (Республіка Польща)).*** – обґрунтування інформативних ознак процесу мовлення за результатами опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів.

7. Oksana Dozorska. The mathematical model of electroencephalographic and electromyographic signals for the task of human communicative function restoration. *Scientific jornal of the Ternopil National Technical University*. 2018. Vol 92. № 4. P. 126–132. ***(індексується у Index Copernicus, Google Scholar).*** – обґрунтування математичної моделі електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів у вигляді кусково стаціонарного випадкового процесу для задачі опосередкованого відновлення комунікативної функції людини.

8. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Яворська Є.Б., Дедів І.Ю., Дедів Л.Є., Паньків І.М. Структура системи відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки.* 2019. №2(271). С.183–187. ***(індексується у Index Copernicus, Google Scholar, Polish Scholarly Bibliography).*** – обґрунтовано структуру системи відбору та попереднього опрацювання електроенцефалографічних, електроміографічних та голосових сигналів для задачі опосередкованого відновлення комунікативної функції людини.

9. Дозорська О.Ф., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дедів Л.Є., Дедів І.Ю. Метод виявлення ознак основного тону в структурі електроміографічних сигналів

для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування.* 2020. №81. с. 56-64. ***(індексується у Web of Science)***. – розроблення методу опрацювання електроміографічних сигналів для виявлення в їхній структурі ознак основного тону.

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

10. Бачинський М.В., Дозорська О.Ф. Обґрунтування способу відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції *«Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування»* (м. Тернопіль, 9-10 червня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С. 71-73. – запропоновано спосіб опосередкованого відновлення комунікативної функції людини.

11. Яворська Є.Б. Дозорська О.Ф. Метод відновлення комунікативної функції мови людини. Сборник статей по материалам X международной заочной научно-практической конференции *«Развитие науки в XXI веке»*. Харьков, 2016. Ч.1. С. 38-41. – запропоновано спосіб опосередкованого відновлення комунікативної функції людини.

12. Яворська Є.Б., Дозорська О.Ф. Відбір та опрацювання біосигналів в задачах відновлення комунікативної функції мови людини. Матеріали міжнародної науково-практичної конференції *«Сучасні наукові дослідження та розробки: теоретична цінність та практичні результати»* (Братіслава, 15-18 березня 2016 р.). Братіслава, 2016. С. 150-151. – запропоновано спосіб відбору та опрацювання біосигналів для опосередкованого відновлення комунікативної функції людини.

13. Яворська Є.Б., Дозорська О.Ф. Структура системи відбору та опрацювання біосигналів для задач відновлення комунікативної функції мови людини. Сборник научных трудов Sworld «*Научный взгляд в будуще*». (г. Иваново, 2016). Иваново, 2016. С. 483-486. – запропоновано структуру системи паралельного відбору електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів.

14. Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Методи опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. Матеріали XIX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя (м. Тернопіль, 18-19 травня 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 135. – запропоновано методи опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів.

15. Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Оцінювання взаємопов'язаності голосового сигналу та електроміографічного сигналу голосових складок для задачі відновлення комунікативної функції. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів „*Актуальні задачі сучасних технологій*“ (м. Тернопіль, 16-17 листопада 2017 р.). Тернопіль, 2017. Том 2. С. 191–192. – запропоновано застосування коефіцієнта взаємної кореляції для оцінювання взаємопов'язаності паралельно зареєстрованих голосових та електроміографічних сигналів.

16. Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Система відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови. Матеріали III всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*» (м. Тернопіль, 8-9 червня, 2017 р.). Тернопіль, 2017. С. 131-132. – обґрунтовано технічні параметри системи відбору ЕМГ та голосових сигналів для верифікації розроблених методів опрацювання.

17. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Iryna Pankiv, Iryna Dediv, Leonid Dediv. The Method of Indirect Restoration of Human Communicative Function. 15th International Conference "*The Experience of Designing and Application of CAD Systems*" (CADSM) (Polyana, Svalyava, 26.02.2019-02.03.2019). Zakarpattya, 2019. P. 19-22. ***(індексується у Scopus)***. – обґрунтовано спосіб опосередкованого відновлення комунікативної функції людини.

18. Дозорська О. Обґрунтування вибору математичної моделі та методів опрацювання електроенцефалографічних і електроміографічних сигналів для задачі опосередкованого відновлення комунікативної функції людини. Матеріали IV Всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій*»

(м.Тернопіль, 2019 р.). Тернопіль, 2019. С. 139-141. – обґрунтовано вибір математичної моделі електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів у вигляді кусково стаціонарного випадкового процесу.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ…….. 21
ВСТУП…… 23
РОЗДІЛ 1. СТАН ТА СПЕЦИФІКА ЗАДАЧІ КОМПЕНСАЦІЇ ПОРУШЕНОЇ КОМУНІКАТИВНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЮДИНИ…….. 30
1.1. Задача компенсації порушеної комунікативної функції людини…….. 30
1.2. Аналіз механізму реалізації комунікативної функції людини…… 33
1.3. Методи компенсації порушеної комунікативної функції людини, що ґрунтуються на положеннях системно-сигнальної концепції…… 39
1.4. Спосіб компенсації порушеної комунікативної функції людини за результатами опрацювання біосигналів …….. 44
1.5. Висновки до розділу 1……. 49
РОЗДІЛ 2. ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ТА РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДІВ ОПРАЦЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ КОМПЕНСАЦІЇ ПОРУШЕНОЇ КОМУНІКАТИВНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЮДИНИ……. 51
2.1. Вимоги до математичної моделі біосигналів, як підґрунтя для розроблення методів їхнього опрацювання…….. 51
2.2. Опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів методами гармонічного аналізу складних детермінованих процесів 55
2.3. Опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів методами статистичного та спектрально-кореляційного аналізу стаціонарних процесів…… 62
2.4. Обґрунтування вибору математичної моделі електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів…….. 65
2.5. Метод опрацювання електроміографічних сигналів…… 67
2.6. Метод опрацювання електроенцефалографічних сигналів……..….. 74

2.7. Висновки до розділу 2……. 76
РОЗДІЛ 3. ПЛАНУВАННЯ, ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ ТА ПОПЕРЕДНЄ ОПРАЦЮВАННЯ ДАНИХ…….. 78
3.1. Планування проведення експериментальних досліджень……... 78
3.2. Експериментальний відбір електроенцефалографічних сигналів……... 79
3.3. Спосіб одночасного відбору електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів……... 88
3.4. Експериментальний відбір електроміографічних та голосових сигналів.. 97
3.5. Попереднє опрацювання даних…….. 100
3.6. Алґоритми опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів розробленими методами на підготовчому етапі…….. 106
3.7. Висновки до розділу 3……. 110
РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ВЕРИФІКАЦІЯ МЕТОДІВ ОПРАЦЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ КОМПЕНСАЦІЇ ПОРУШЕНОЇ КОМУНІКАТИВНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЮДИНИ……... 112
4.1. Застосування ковзного вікна при опрацюванні електроенцефалографічних сигналів…… 112
4.2. Критерій визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення за електроенцефалографічним сигналом……. 114
4.3. Критерій встановлення наявності ознак основного тону в структурі електроміографічного сигналу…….. 119
4.4. Оцінювання достовірності результатів опрацювання біосигналів……. 131
4.5. Пропозиція щодо практичної реалізації системи компенсації порушеної комунікативної функції людини…… 136
4.6. Висновки до розділу 4……. 142
ВИСНОВКИ……. 144
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ……... 146
ДОДАТКИ…… 158

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

БС – біосигнал;

ВООЗ – Всесвітня організація охорони здоров’я;

ВП – випадковий процес;

ДПФ – дискретне перетворення Фур’є;

ЕЕГ – електроенцефалограма, електроенцефалографічний;

ЕМГ – електроміографічний;

МАПР – модель - алґоритм - програмна реалізація;

ОТ – основний тон;

ПЗ – програмне забезпечення;

ПОТ – період основного тону;

ФВЧ – фільтр високих частот;

ЧОТ – частота основного тону;

ШВЛ – штучна вентиляція легень;

EHS – Extension of the Human Senses;

NASA – National Aeronautics and Space Administration;

SSI – silent speech interface;

$\mathbf{A}, \mathbf{M}, \mathbf{D}$ – множини (числові, підмножини числової осі, **R**);

$d_\xi, d_\xi(t)$ – дисперсія випадкової величини чи випадкового процесу;

K_{xy} – коефіцієнт взаємної кореляції;

$M(\cdot)$ – символ усереднення;

$m_\xi, m_\xi(t)$ – математичне сподівання випадкової величини чи випадкового процесу;

$R(u)$ – коваріація стаціонарного випадкового процесу його значень, віддалених одне від одного на u;

$\mathbf{R}$ – множина дійсних чисел;

Z - множина цілих чисел;

ξ – випадкова величина;

T – період функції або сигналу;

Δt – крок дискретизації;

Ω – простір елементарних подій.

ВСТУП

Актуальність теми. Комунікативна функція є найважливішим засобом обміну інформацією між людьми. Спостерігається зростання кількості людей із обмеженою або втраченою комунікативною функцією, зокрема через порушення роботи органів чи систем організму людини, які реалізують цю функцію. Тому, необхідним є розроблення способу компенсації порушеної комунікативної функції, як найважливішого засобу спілкування людей.

Для компенсації порушеної комунікативної функції можливим є застосування способу, що ґрунтується на відборі та опрацюванні біосигналів, які керують роботою органів та систем, що безпосередньо реалізують цю функцію в стані медичної норми. Ці сигнали виникають в окремих ділянках кори головного мозку у вигляді нервових імпульсів, які рухаючись по нервовим волокнам здійснюють іннервацію органів артикуляційного апарату, голосових складок, органів дихальної системи. При цьому стає можливим розпізнавання мови – виявлення в структурі цих біосигналів інформативних ознак окремих елементів мови при намаганні пацієнтів щось сказати. Аналіз відомих досліджень показує, що для розпізнавання мови використовуються різні типи біосигналів та способи їх відбору, зокрема електроенцефалографічні (ЕЕГ) сигнали (дослідження A. Porbadnigk, M. Wester, K. Brigham); електроміографічні (ЕМГ) сигнали мімічних м’язів обличчя (дослідження K.R. Wheeler, C. Jorgensen); ЕМГ сигнали, що відібрані з поверхні шиї пацієнта (дослідження М.Калахена та колег). При цьому для опрацювання застосовуються методи статистичного та спектрально-кореляційного аналізу при поданні таких біосигналів у вигляді стаціонарного випадкового процесу. Однак, у випадку опрацювання ЕМГ сигналів мімічних м’язів обличчя можливим є отримання інформації лише про процеси іннервації органів артикуляційного апарату, у випадку ЕМГ сигналів з поверхні шиї – лише про процеси іннервації голосових складок. Опрацювання ЕЕГ сигналів передбачає усунення усіх артефактів, пов’язаних із роботою інших відділів головного мозку, врахування способів кодування і перенесення мовної інформації в потоках

нервових імпульсів у нейронних структурах мовних центрів головного мозку та особливостей відображення цих процесів на поверхні голови пацієнта. Застосування ж стаціонарної моделі та відповідних методів опрацювання можливе лише для коротких реалізацій цих сигналів тривалістю 0,2-10 с (А.Я. Каплан, С.Л. Шишкин, T. Barlow, G. Bodenstein, H.Praetorius), тоді як для проведення компенсації порушеної комунікативної функції людини необхідним є опрацювання значно довших реалізацій біосигналів.

Для компенсації порушеної комунікативної функції перспективним є використання способу, що ґрунтується на паралельному відборі та опрацюванні групи біосигналів, зокрема ЕЕГ та ЕМГ. При цьому, відсутні методи опрацювання таких паралельно зареєстрованих біосигналів для виявлення в їх структурі інформативних ознак окремих елементів мови. Методи ж опрацювання визначаються математичною моделлю таких біосигналів, яка повинна бути адекватною задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини та фізичній природі ЕЕГ та ЕМГ сигналів.

Обґрунтування вибору математичної моделі та розроблення методів опрацювання біосигналів для уможливлення проведення ефективної компенсації порушеної комунікативної функції людини є актуальним важливим науковим завданням.

Зв’язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота є складовою частиною наукових робіт Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Окремі результати роботи були отримані при виконанні наукової теми ВК 51-15 – «Методи та засоби виявлення патологічних станів для систем медичного контролю функціонального стану організму людини», інвентарний номер державної реєстрації № 0115U002455, 2015-2017 рр. Дисертанту належить аналіз структури електроенцефалографічних сигналів та методів їхнього опрацювання.

Мета і задачі дослідження. Метою дослідження є обґрунтування вибору математичної моделі та розроблення методів опрацювання біосигналів, що

виникають в процесі реалізації комунікативної функції для виділення інформативних ознак окремих структурних елементів мови.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв’язати наступні задачі:

1. Провести аналіз стану проблеми компенсації порушеної комунікативної функції людини для обґрунтування вибору напрямку наукового дослідження;

2. Обґрунтувати спосіб компенсації порушеної комунікативної функції людини на основі відбору та опрацювання біосигналів, що виникають в процесі реалізації цієї функції;

3. Провести аналіз і класифікацію відомих способів математичного опису та методів опрацювання біосигналів для виявлення можливості застосування їх до вирішення завдання компенсації порушеної комунікативної функції людини. Обґрунтувати вибір способу математичного опису біосигналів з врахуванням їх фізичної природи та форм проявів у їхній структурі ознак окремих структурних елементів мови;

4. Розробити методи статистичного опрацювання біосигналів для виявлення інформативних ознак, що уможливить проведення ідентифікації окремих структурних елементів мови, та обґрунтувати застосовність цих інформативних ознак для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини;

5. Провести експериментальний відбір і опрацювання біосигналів групи пацієнтів для верифікації математичної моделі та розроблених методів опрацювання біосигналів.

Об’єкт дослідження: процес математичного моделювання біосигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини.

Предмет дослідження: математична модель та методи опрацювання біосигналів для виявлення інформативних ознак окремих структурних елементів мови.

Методи дослідження побудовано на основі теорії стаціонарних випадкових процесів із застосуванням методів статистичного і спектрально-кореляційного аналізу та статистичної теорії вибору рішень при верифікації математичної моделі

та методів опрацювання біосигналів. Для програмної реалізації алґоритмів опрацювання використано пакет прикладних програм MATLAB 2015.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Уперше обґрунтовано спосіб компенсації порушеної комунікативної функції людини, що полягає у паралельному відборі і наступному опрацюванні ЕЕГ та ЕМГ сигналів для виявлення у їхній структурі ознак процесу мовлення, який на відміну від відомих способів дає можливість отримання достатньої кількості інформації для ідентифікації окремих фонем при намаганні пацієнтів реалізувати комунікативну функцію;

2. Уперше застосовано кусково стаціонарний випадковий процес як математичну модель паралельно зареєстрованих ЕЕГ та ЕМГ сигналів, яка на відміну від відомих моделей враховує зміни значень параметрів таких сигналів в процесі реалізації комунікативної функції людини та має засоби визначення часових моментів появи цих змін;

3. Розроблено методи опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів, що ґрунтуються на використанні методів спектрально-кореляційного аналізу та ковзного вікна, які на відміну від відомих дають можливість виявлення часових моментів появи змін у структурі таких сигналів, котрі викликані реалізацією комунікативної функції людини;

4. Уперше застосовано усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності вибірок з паралельно зареєстрованих ЕЕГ та ЕМГ сигналів, які уможливлені для встановлення часових моментів початку та закінчення процесу реалізації комунікативної функції, а також наявності ознак окремих фонем та їх наступної ідентифікації.

Практичне значення одержаних результатів. Полягає в тому, що на базі запропонованої математичної моделі розроблено методи опрацювання ЕЕГ і ЕМГ сигналів та реалізовано алґоритми визначення інформативних ознак голосних та приголосних вокалізованих фонем з можливістю наступної їх ідентифікації, що можуть бути використані при побудові технічних систем компенсації порушеної комунікативної функції людини. Даний підхід є актуальним та практичним

результатом роботи, який дає змогу реалізувати технічні засоби компенсації порушеної комунікативної функції людини. Результати дисертаційних досліджень впроваджено при виконанні наукових досліджень:

- в НВСЕМП «Медап» – комп'ютерна програма опрацювання електроенцефалографічних сигналів для виділення ділянок цих сигналів із ознаками реалізації комунікативної функції людини.

- в ТзОВ «Медичний центр ВІТАМІН» – методика відбору та аналізу електроенцефілографічних сигналів для оцінювання стану мовних центрів головного мозку при проведенні функціональних проб в процесі комплексного електроенцефалографічного дослідження.

Акти впроваджень наведено в Додатку Г до дисертації.

Особистий внесок. Основні результати, які становлять суть дисертаційної роботи, отримані дисертантом самостійно. У працях, опублікованих у співавторстві, дисертанту належить: у праці [1,10] – обґрунтування способу розпізнавання словесних образів за сигналами збудження органів голосового апарату; у праці [2] – обґрунтування застосування положень нейрохронаксичної теорії фонації для виявлення наявності ознак основного тону в структурі ЕМГ сигналів; у праці [3] – обґрунтування математичної моделі голосових сигналів у вигляді стохастичного коливання; у праці [4] – обґрунтування підходів до вибору математичної моделі біосигналів; у праці [5] – обґрунтування застосування методу ковзного вікна для виявлення часових моментів появи ознак процесу мовлення в структурі ЕЕГ сигналів; у працях [6,12] – обґрунтування методів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів для задачі опосередкованого відновлення комунікативної функції людини; у працях [8,13] – обґрунтування структури системи відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини; у праці [9] – метод опрацювання та критерій встановлення ділянок присутності основного тону в структурі ЕМГ сигналів; у праці [11] – обґрунтування методу відновлення комунікативної функції шляхом паралельного відбору та опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів; у праці [14] – на основі математичної моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів у вигляді кусково стаціонарного

випадкового процесу запропоновано методи їхнього опрацювання; у праці [15] – застосовано значення коефіцієнта взаємної кореляції для встановлення взаємопов'язаності ЕМГ і голосових сигналів; у праці [16] – обґрунтовано технічні параметри системи відбору ЕМГ та голосових сигналів для верифікації розроблених методів опрацювання; у праці [17] – запропоновано метод синхронної реєстрації ЕЕГ і ЕМГ сигналів для відновлення комунікативної функції та голосових сигналів для наступної верифікації методів опрацювання.

Апробація результатів дисертації. Викладені в дисертаційній роботі результати доповідалися і обговорювалися на II Всеукраїнській науково-технічній конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» Тернопільського національного технічного університету ім. І. Пулюя, м.Тернопіль, 2015р.; X международній науково-практичній конференції «Развитие науки в XXI веке», м. Харків, 2016р.; міжнародній науково-практичній конференції «Сучасні наукові дослідження та розробки: теоретична цінність та практичні результати», м.Братіслава, 2016 р.; міжнародній конференції SWorld "Научный взгляд в будуще", Иваново: МАРКОВА АД, 2016 р.; XIX науковій конференції Тернопільського національного технічного університету ім. І. Пулюя, 2016 р.; VI Міжнародній науково-технічній конференції молодих учених та студентів „Актуальні задачі сучасних технологій" Тернопільського національного технічного університету ім. І. Пулюя, 2017 р.; III всеукраїнській науково-технічній конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування» Тернопільського національного технічного університету ім. І. Пулюя, м. Тернопіль, 2017р.; 15-тій міжнародній конференції "The Experience of Designing and Application of CAD Systems" (CADSM), Поляна, Свалява, Закарпаття, 2019 р.; IV Всеукраїнській науково-технічній конференції «Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій» Тернопільського національного технічного університету ім. І. Пулюя, м. Тернопіль, 2019р.

В цілому робота доповідалася на науковому семінарі кафедри економіко-математичного моделювання та інформаційних технологій Національного

університету «Острозька академія» (м. Острог) та науковому семінарі Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (м. Тернопіль).

Публікації. Основні результати досліджень, що відображені у дисертаційній роботі, опубліковано у 18 наукових працях: з них у 6 статтях наукових фахових видань України з технічних наук (6 з яких у виданнях, що зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування Ulrich's Web Global Serials Directory [1], Index Copernicus [1,5-8], Polish Scholarly Bibliography [1,8], Inspec [1], Open Academic Journals Index [1], Web of Science [9]), 2 статті в міжнародних періодичних виданнях (зареєстровані у наукометричних базах даних з міжнародним індексом цитування International Innovative Journal Impact Factor, Directory of Indexing and Impact Factor, Scientific Indexing Services, International Scientific Indexing, Cite Factor [2,4]), 1 стаття у інтернет-виданні [3] та 9 публікацій у матеріалах Міжнародних та Всеукраїнських наукових та науково-технічних конференцій (1 з яких у виданні, що зареєстроване у наукометричній базі даних з міжнародним індексом цитування Scopus [17]).

РОЗДІЛ 1
СТАН ТА СПЕЦИФІКА ЗАДАЧІ КОМПЕНСАЦІЇ ПОРУШЕНОЇ КОМУНІКАТИВНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЮДИНИ

В цьому розділі обґрунтовано актуальність задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. Проаналізовано основні причини порушення чи втрати комунікативної функції та показано, що компенсувати здатність обміну інформацією можна на основі опосередкованих способів, що ґрунтуються на відборі та належному опрацюванні біосигналів, які виникають в процесі реалізації комунікативної функції. При цьому виникає необхідність застосування способу такої компенсації, який ґрунтується на паралельному відборі та опрацюванні двох груп біосигналів, а саме: електроенцефалографічних сигналів, які локалізовано зареєстровані з поверхні голови пацієнта поблизу мовних центрів, та електроміографічних сигналів, які зареєстровані з поверхні шиї поблизу голосових складок. В структурі таких біосигналів буде міститись достатньо інформації для розпізнавання ознак окремих структурних елементів мови.

1.1. Задача компенсації порушеної комунікативної функції людини

Людська мова є найважливішим засобом спілкування і пізнання, а в буквальному розумінні – системою знаків, що забезпечує процес комунікації [1-6]. При цьому, в житті кожної людини вона реалізує низку функцій, зокрема: комунікативну (спілкування), номінативну (називання), ідентифікаційну, гносеологічну (пізнавальну), естетичну, мислетворчу, культуроносну тощо [6]. Серед зазначених функцій мови найважливішою вважається комунікативна – функція спілкування, котрій підпорядковуються всі інші функції [2]. Однак, спостерігається зростання кількості людей із втраченою чи порушеною комунікативною функцією мови внаслідок дисфункції органів, що її безпосередньо реалізують.

У процесі реалізації комунікативної функції задіюється значне число органів, що утворюють складну систему [1]. Кінцевим виконавчим елементом цієї системи є органи голосового апарату (голосові складки, язик, губи, ніс, мімічні м'язи лиця, гортань тощо), у результаті злагодженої роботи яких формуються акустичні сигнали – голосові звуки, які і використовуються для обміну інформацією [7-9]. Вихідним матеріалом для формування голосових звуків є потік повітря, що створюється органами дихальної системи (легені, бронхи, трахея тощо) [8]. Узгодженість в роботі органів дихальної системи та голосового апарату визначається сигналами керування – нервовими імпульсами, що надходять з мовних центрів центральної нервової системи [7-9].

Беручи до уваги вищесказане, комунікативна функція в повній мірі може бути реалізована виключно у випадку повноцінного функціонування центральної та периферичної нервової системи, системи дихання і органів голосового апарату [10-12]. Відповідно, причинами втрати або порушення комунікативної функції можуть бути захворювання чи травми зазначених систем та органів (рис. 1.1).

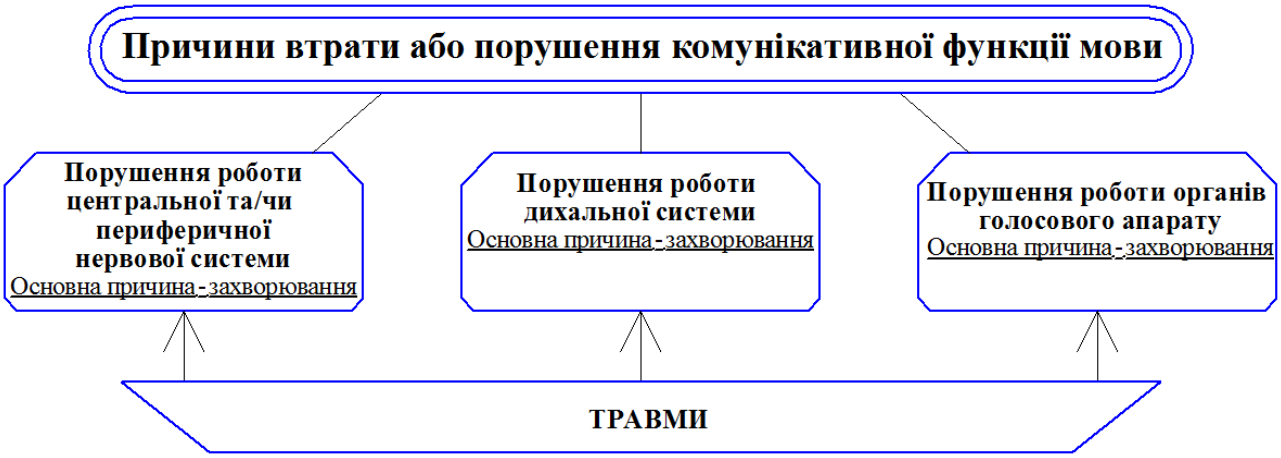


Рис. 1.1. Причини втрати або порушення комунікативної функції мови

При дисфункції центральної чи периферичної нервової системи порушення комунікативної функції спостерігаються при травмах або захворюваннях, зокрема онкологічних [10,11], бічному аміотрофічному склерозі – дегенеративному захворюванні центральної нервової системи, хворобі Паркінсона – дегенеративному захворюванні екстрапірамідної моторної системи [10], дизартрії

– порушенні вимови слів, що виникає при ураженнях деяких черепно-мозкових нервів [13], афазії – втраті функції мови, що зумовлена ураженням мовних центрів кори головного мозку або їх провідних шляхів при збереженні функції м’язів язика, губ, гортані [13].

Також, порушення комунікативної функції мови часто є результатом дисфункції системи дихання. Так, за даними Всесвітньої організації охорони здоров’я (ВООЗ) станом на 2018 рік налічувалось більше 3 млн. людей із різного роду порушеннями у роботі дихальної системи. Частка захворювань органів дихальної системи в структурі загальної захворюваності становить понад 50%. В Україні станом на 2017 рік понад 60% населення страждали від захворювань дихальної системи.

Іншою причиною порушення комунікативної функції можуть бути захворювання органів голосового апарату. За даними Міністерства охорони здоров’я України та ВООЗ щорічно спостерігається зростання кількості людей із різного роду захворюваннями органів голосового апарату [11,12,14]. При цьому поширеними стають випадки виникнення онкологічних захворювань. Так, в структурі загальної онкозахворюваності органи голосового апарату людини займають 8-9 місце [14].

У випадку наявності захворювань дихальної системи чи голосового апарату часто необхідними є оперативні втручання, що можуть супроводжуватись інкубацією трахеї чи підключенням до апарату штучної вентиляції легень (ШВЛ). При цьому, пацієнт може знаходитись при свідомості, але фізично не мати змоги розмовляти. Також, при онкологічних захворюваннях можливими є операції на голосових складках чи видалення трахеї. У випадку паралічів мімічних м’язів чи отриманих травм, таких, як опіки обличчя, травми мімічних м’язів, травми гортані, також спостерігається втрата можливості розмовляти. В усіх зазначених та багатьох інших випадках важливим є завдання пошуку шляхів відновлення втраченої або компенсації порушеної комунікативної функції пацієнта.

На сьогодні, це завдання вирішується шляхом реабілітації голосового апарату та дихальної системи із використанням комплексів медикаментозних,

терапевтичних, хірургічних заходів тощо. Однак, у випадках, коли класичні методи реабілітації не дають належного результату, актуальним є розроблення ефективних технічних засобів компенсації порушень цієї функції із використанням опосередкованих способів, що ґрунтуються на відборі та опрацюванні біосигналів, які виникають в процесі реалізації комунікативної функції. Такі технічні засоби дадуть можливість проведення ефективної реабілітації комунікативної функції і в тих випадках, коли відновити функціонування окремих органів голосового апарату неможливо.

Для обґрунтування способу компенсації порушеної комунікативної функції необхідно проаналізувати механізми реалізації цієї функції.

1.2. Аналіз механізму реалізації комунікативної функції людини

Мовна комунікація являє собою процес передачі інформації від диктора до слухача за допомогою голосових звуків, що є складними акустичними коливаннями [15]. Акустичний мовний (голосовий) сигнал є результатом виконання зкоординованих рухів, які здійснюють окремі органи, що і формують мовний чи іншими словами голосовий апарат, структура якого наведена на рис. 1.2. Легені за допомогою мускулатури системи дихання формують повітряні потоки в голосовому тракті. Цей тракт складається з гортані і ряду повітряних порожнин. Форма цих порожнин може змінюватись в процесі вимови шляхом виконання рухів піднебіння, язика, губ і нижньої щелепи. Формування акустичних коливань у вигляді шумових чи вокалізованих звуків є результатом роботи гортані при поширенні видихуваного повітря через місця звуження в окремих місцях голосового апарату. В зазначених порожнинах голосового тракту відбувається частотна фільтрація цих акустичних коливань, тобто такі порожнини діють як акустичні частотні фільтри. При цьому в процесі вимови форма і об’єми таких порожнин можуть змінюватись, змінюючи при цьому і спектральний склад формованих звукових коливань – голосових сигналів, що створюються акустичними джерелами.

Утворення повітряних потоків, робота механізму гортані, всі рухи органів, що утворюють голосовий тракт (артикуляторів), відбуваються закономірно і координовано [16]. Завдяки цій динамічно злагодженій діяльності і виникають сигнали зв'язної мови, з допомогою яких і реалізується комунікативна функція [16].

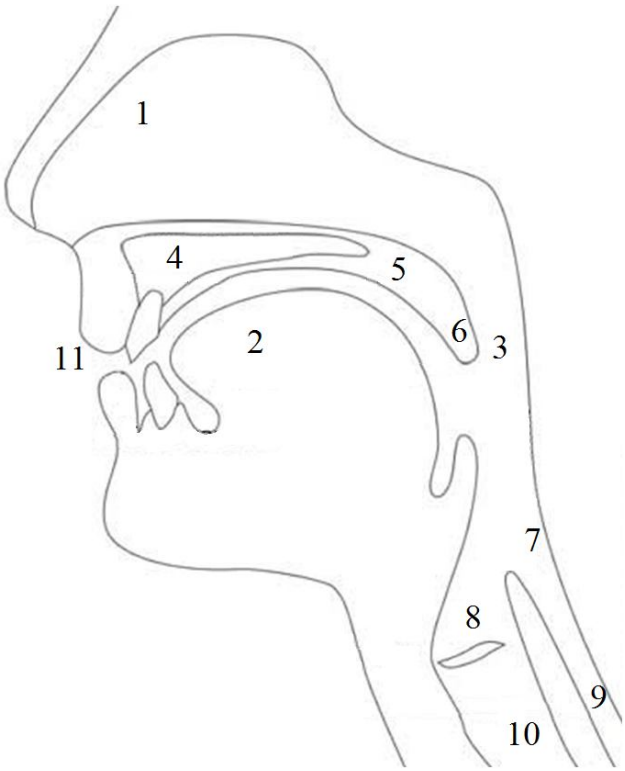


Рис. 1.2. Структура голосового апарату людини:
1 – носова порожнина; 2 – язик; 3 – глотка; 4 – тверде піднебіння; 5 – м'яке піднебіння; 6 – піднебінна завіска; 7 – надгортанник; 8 – голосові складки; 9 – стравохід; 10 – трахея; 11 – губи

Відповідно до сучасних уявлень про процес голосотворення, він включає в себе дві підсистеми органів, а саме джерело акустичного сигналу та артикуляційний апарат [15-18]. Джерело сигналу включає в себе легені, повітроності шляхи та голосові складки. Артикуляційний апарат включає в себе гортань, піднебіння, язик, ротову та носову порожнини, губи, нижню щелепу тощо. При цьому, джерело сигналу формує турбулентний потік повітря, що нагадує за своїми параметрами широкосмуговий шум. Артикуляційний апарат працює як фільтр (набір фільтрів), виділяючи з широкосмугового шуму

акустичний сигнал з характерним частотним складом та часовою структурою. Носова і ротова порожнини працюють як резонатори Гельмгольца і виконують власне процес фільтрації. Координовані рухи язика, губ, піднебіння та нижньої щелепи забезпечують зміну параметрів зазначених фільтрів в процесі вимовляння та відповідно параметри і характеристики кінцевого голосового сигналу [18]. У такий спосіб досягається значна кількість одиниць мови – фонем – звуків мови. Фонеми є найменшими неподільними структурно-семантичними звуковими одиницями процесу мовлення. Артикуляційний апарат формує фонетичну структуру кожної окремої фонеми в процеї вимовляння. При цьому, кожен артикуляційний жест є деяким характерним станом голосового апарату (особливості роботи джерел звукової енергії, конфігурація голосового тракту) і веде до виникнення визначеного звука мови. Артикуляційні жести виконуються послідовно один за одним [18].

Залежно від участі джерела сигналу та артикуляційного апарату в процесі творення звуків мовлення їх поділяють на два типи: голосні та приголосні [6,7,15]. При формуванні голосних звуків повітряний потік вільно проходить через весь голосовий тракт; працює джерело сигналу та голосові складки; голосовий тракт має визначену конфігурацію, завдяки чому забезпечується специфічна форма спектра, типова для даного звуку [15].

При утворенні іншого типу звуків – приголосних – повітряний потік зустрічає в певній мірі виражену перешкоду, що розміщена в тому чи іншому місці голосового тракту. Утворення приголосних звуків характеризується, як правило, швидкими змінами в роботі голосового апарату. Більшість приголосних звуків визначаються специфікою перехідних процесів, що виникають при цьому. В залежності від участі джерела сигналу а також задіювання в процесі вимови голосових складок приголосні звуки можуть бути поділені на дві групи: вокалізовані або сонорні, в процесі формування яких задіюються голосові складки, та глухі або шумові, в процесі формування яких голосові складки не задіюються.

Класифікація звуків мовлення в Українській мові наведена на рис. 1.3.

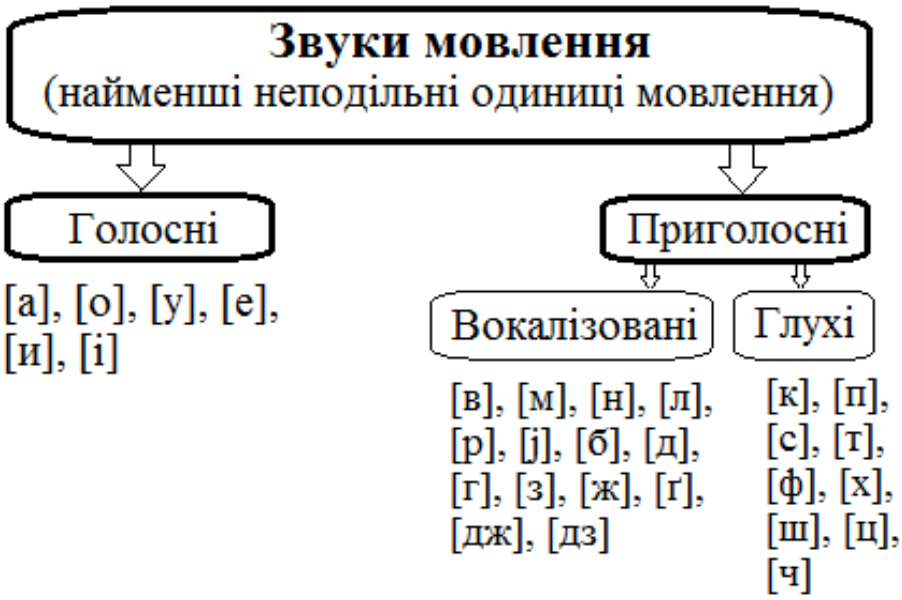


Рис. 1.3. Класифікація звуків мовлення в Українській мові

Механізм голосотворення є складним процесом. Згідно із положеннями міоеластичної (механічної) теорії фонації [15,19,20], голосові складки пасивно вібрують під впливом потоку повітря, що проходить між їх зімкнутими краями. Частота цих коливань визначається еластичними можливостями голосових складок. Основою фонації є сила тиску повітря в трахеї і напруження внутрішніх м'язів гортані. Висоту звуку визначає частота коливань голосових складок, а гучність звуку – сила, з якою видихається повітря, і сила м'язів, що змикають голосові складки. Однак, міоеластична теорія не пояснює повністю складний механізм голосотворення, зокрема не дає відповіді на питання про причини зміни висоти голосу [19].

На противагу міоеластичній теорії французький фізик Р. Юссон у 1950 році запропонував так звану активну, чи іншими словами – нейрохронаксичну теорію фонації [19,20], згідно з якою голосові складки беруть активну участь в коливальних рухах, періодично скорочуючись і розслабляючись, незалежно від тиску на них видихуваного повітря, з частотою, що відповідає частоті основного тону (ОТ) продукованого звуку.

Теорія Юссона ґрунтувалася на особливостях анатомічної будови м'язових волокон голосових м'язів, виявлених Гертлером [20]. Розкриття голосової щілини,

за Юссоном, відбувається не тільки завдяки скороченню голосового м'яза і інших м'язів гортані, які розширюють голосову щілину, а й під впливом імпульсів, що виходять з центральної нервової системи, зокрема з кори головного мозку.

Одним з головних недоліків нейрохронаксичної теорії вважалось повне заперечення Юссоном впливу повітряного тиску в підголосовій порожнині на частоту коливань голосових складок [19].

На даний час більшість фахівців поділяють точку зору, згідно з якою в нормальних умовах фонації голосові складки постійно знаходяться під контролем центральної нервової системи. Частота і амплітуда їх коливань змінюються в залежності від подразнення рецепторів м'язів, складок, зв'язок і суглобів гортані. Має значення також подразнення рецепторів слизової оболонки підголосової порожнини, викликане в ній тиском повітря.

Зміна частоти і амплітуди коливань здійснюється за принципом зворотного зв'язку. Змінюючи частоту коливань голосових складок, інтенсивність їх напруження і величину тиску повітря в підголосовій порожнині, диктор здатний змінювати висоту ОТ і його силу. Регуляцію процесу утворення ОТ здійснює центральна нервова система, контроль – звуковий аналізатор.

Додавання до ОТ продукованого звуку додаткових тонів – обертонів – обумовлює індивідуальний тембр голосу. Гармонійні обертони вокально прикрашають ОТ, негармонійні – погіршують його темброве забарвлення. Тембр голосу залежить від особливостей анатомічної будови і характеру рухів м'язів глотки, м'якого піднебіння, губ, щік, нижньої щелепи, пов'язаних з артикулюванням голосних і приголосних звуків, положення надгортанника і гортані, від статі, віку, стану резонаторів.

Відповідно до вищесказаного, процес голосотворення та реалізації комунікативної функції можна зобразити схематично, як це показано на рис. 1.4 [16]. При цьому органи голосового апарату умовно розділено на дві групи – джерело сигналу (легені, голосові складки) та артикуляційний апарат (порожнини рота та носа) [15]. В процесі формування голосових сигналів у потоці видихуваного повітря джерело сигналу формує звуковий сигнал з характерною

повторюваністю – ОТ, що генерується голосовими складками, котрі збуджуються квазіперіодичною послідовністю нервових імпульсів. Артикуляційний апарат формує фонетичну структуру голосового сигналу.

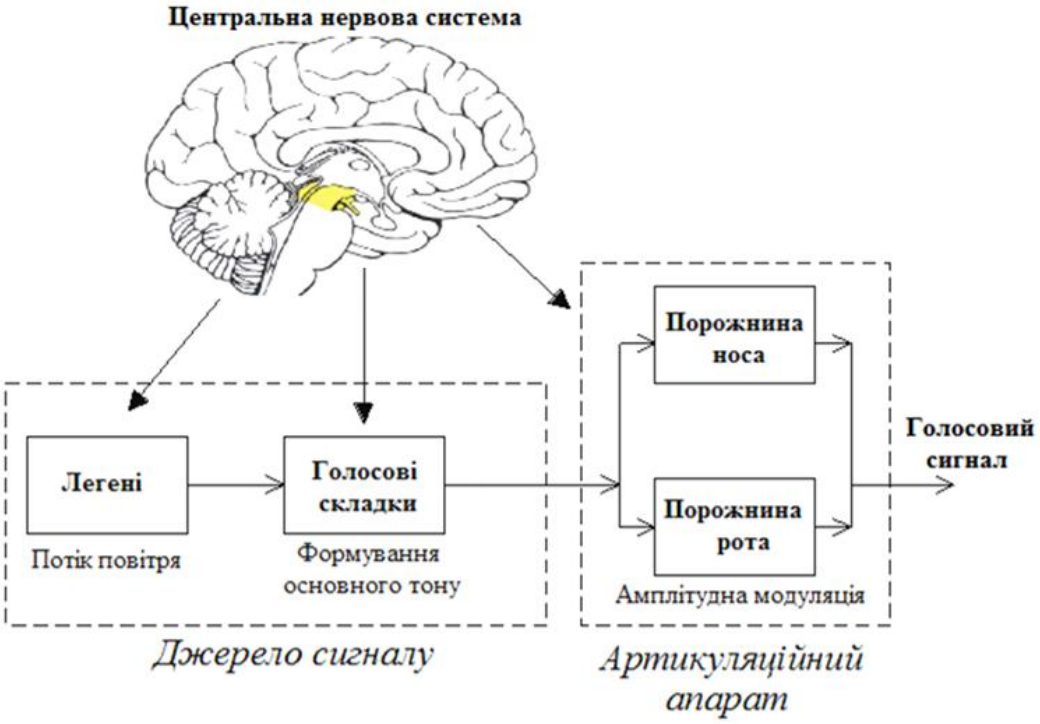


Рис. 1.4. Схематичне зображення процесу творення голосових сигналів [16]

Відповідно до рис. 1.4, нервові імпульси, які в процесі вимови слів чи фраз керують роботою голосового апарату, формуються в окремих центрах головного мозку. Всього цих центрів три [21,22] – сенсорний центр Верніке, моторний центр Брока та Асоціативний центр. Сенсорний центр мовлення Верніке відповідає за сприйняття і багаторівневий аналіз мовлення, моторний центр Брока регулює рухи м'язів голосового апарату і керує дихальною мускулатурою; асоціативний центр завдяки великій кількості нервових зв'язків координує взаємодію перших двох центрів і відповідає за правильний підбір слів, побудову фраз і пропозицій в процесі мовлення.

Відомо [21, 22], що якщо зосередитись на вимовленні певного слова, то центр Брока віддасть через нейрони відповідну команду органам голосового апарату. При цьому зовсім не обов'язково говорити це слово вголос. Тобто в процесі уявного мовлення – подумки, в мовних центрах голосового мозку

виникають такі ж сигнали керування органами голосового апарату та дихальної системи як і при нормальному мовленні.

Підсумовуючи вищесказане, компенсувати порушену комунікативну функцію людини можна шляхом компенсації порушеної роботи відповідних органів, задіяних в процесі голосотворення. При дисфункції центральної нервової системи компенсувати порушену комунікативну функцію стає неможливим. Але це можливо зробити при дисфункції дихальної системи та/або системи голосотворення. При цьому, актуальною є задача розроблення опосередкованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини при дисфункції або повній втраті функціональності окремих огранів дихальної системи і системи голосотворення, але при повноцінному функціонуванні мовних центрів головного мозку та відсутності дегенеративних захворювань центральної і периферичної нервової системи.

1.3. Методи компенсації порушеної комунікативної функції людини, що ґрунтуються на положеннях системно-сигнальної концепції

В області діагностичної та реабілітаційної медицини сьогодні застосовують опосередковані способи, які фактично базуються на положеннях системно-сигнальної концепції, згідно з якими основним опосередкованим джерелом відомостей про роботу органів та систем є біосигнали, які можуть бути штучно викликані або спонтанно випромінюватися в процесі роботи цих органів чи систем [18].

Відповідно, компенсувати порушену комунікативну функцію людини можна шляхом відбору та належного опрацювання біосигналів, які виникають в процесі намагання пацієнтами реалізувати цю функцію. На рис. 1.5 схематично показано процес творення голосових сигналів із вказанням біосигналів, які при цьому виникають.

На рис. 1.5 цифрою 1 позначено умовний вигляд сигналу в трахеї на виході з легенів – шумоподібний акустичний сигнал, що є результатом проходження

видихуваного турбулентного потоку повітря; цифрою 2 – умовний вигляд нервових імпульсів, які збуджують голосові складки; цифрою 3 – сигнал після голосових складок; цифрою 4 – сигнал, промодульований артикуляційним аппаратом (кінцевий голосовий сигнал).

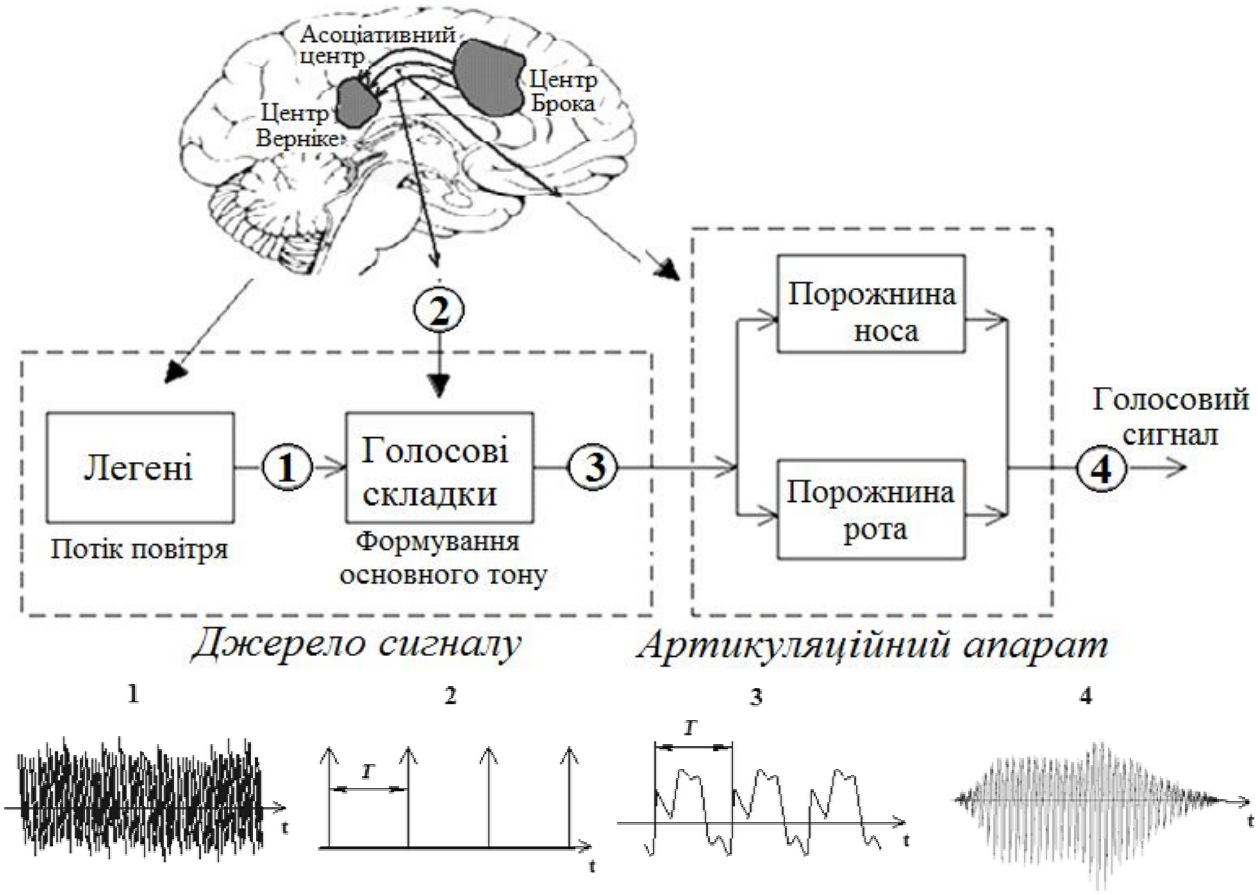


Рис. 1.5. Схематичне зображення процесу реалізації комунікативної функції: 1 – потік видихуваного повітря; 2 – нервові імпульси збудження голосових складок; 3 – сигнал ОТ; 4 – голосовий сигнал

В області біомедичної інженерії, яка пов’язана з розробленням технічних засобів відбору та опрацювання біосигналів, існує ряд методів які в перспективі можуть бути використані для компенсації порушеної комунікативної функції. Тут варто виділити методи, що ґрунтуються на відборі та опрацюванні електроенцефалографічних (ЕЕГ) сигналів, електроміографічних (ЕМГ) сигналів артикуляційного апарату, ЕМГ сигналів збудження голосових складок та методів реалізації технологій інтерфейсів безмовного доступу (silent speech interfaces,

SSI). Проаналізуємо можливості цих способів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції.

Починаючи з 1999 року в рамках наукової програми NASA під керівництвом доктора Чака Йоргенсена з Центру ім. Еймса проводяться дослідження з розширення діапазону людських почуттів – так звана програма EHS (Extension of the Human Senses) [23-26]. Основною метою програми є розроблення методів та їх наступної технічної реалізації з метою заміни традиційних органів контролю та управління на біоелектричні системи, які служать «продовженням» людських органів. Важливу роль в програмі займають дослідження проблем субвокального (уявного) спілкування, зокрема розроблення методики розпізнавання субвокального мовлення людини з наступним перетворенням в звук або в керуючі команди для безпілотної техніки в екстремальних умовах космічних польотів. Принцип, покладений в основу технології NASA, ґрунтується на реєстрації та декодуванні ЕМГ сигналів, відібраних з органів артикуляційного апарату. Однак, на сьогодні проектований програмно-апаратний комплекс здатний надійно розпізнавати лише кілька десятків слів і близько п'ятдесяти окремих звуків, об'єднаних в короткі фрази. Програмне забезпечення потребує тривалого налаштування для кожного окремо взятого користувача. Такий спосіб може бути використаний для компенсації порушеної комунікативної функції у людей із захворюваннями чи травмами органів дихальної системи, язика, гортані, але не придатний для пацієнтів, що підключені до апарату ШВЛ чи з опіками або іншими травмами мімічних м’язів обличчя.

На початку 2000-х років розпочалось розроблення інтерфейсів безмовного доступу, які дозволяють користувачам здійснювати комунікацію «безмовно», тобто без вимовляння будь-яких звуків. Це здійснюється шляхом отримання мовних сигналів на ранніх етапах людської артикуляції, а саме до того, як сформується голосовий сигнал; після цього артикуляційні сигнали передаються системі для подальшої обробки та інтерпретації. Крім того, інтерфейси безмовного доступу можуть стати альтернативою для людей з вадами мови (напр.,

ларингектомія), а також для літніх або ослаблених людей, які не можуть говорити досить голосно, чітко і розбірливо. У працях [27-37] описано дослідження по створенню інтерфейсів безмовного доступу на основі відбору та опрацювання ЕЕГ сигналів. Частково розглядається можливість виділення в структурі ЕЕГ сигналів ознак, за якими можна було б проводити розпізнавання мови. Однак дослідження є незавершеними та тривають.

Описані в працях [38-48] дослідження ґрунтуються на припущенні, що міоелектричний сигнал, відібраний від артикуляційних м'язів обличчя, містить достатньо інформації для того, щоб точно розрізняти невеликий набір слів. Ці слова розпізнаються, навіть коли їх вимовляють неголосно, тобто при відсутності звукового сигналу. Також, з'явилися дослідження, що дозволяють за допомогою ультразвукових і оптичних зображень розробити інтерфейс безмовного доступу, заснований на рухах органів голосового апарату [49-52].

На березневій конференції 2008-го року з електроніки в Х'юстоні, проведеній під керівництвом компанії Texas Instrument, випускник Університету Іллінойсу Майкл Каллахен продемонстрував прототип програмно-апаратного комплексу Audeo для перетворення електричних імпульсів м'язів голосового апарату в синтетичну мову [53,54]. Представлений прототип здатний визначити і відтворити (на основі опрацювання відібраних сигналів ідентифікувати окремі фонеми та перетворити їх в озвучувану мову) близько 150 слів, вимовлених подумки. Програмне забезпечення системи необхідно налаштовувати для кожного користувача окремо, жодного кінцевого технічного продукту на основі описаного способу не виявлено. Дослідження тривають.

Також проаналізовано ряд публікацій, в яких розглядаються методи відбору та опрацювання ЕМГ сигналів мімічних м’язів обличчя, результати опрацювання яких використовуються в суміжних областях медицини, зокрема при створенні систем дистанційного керування та біопротезування [55,56], оцінюванні емоційного стану [57] тощо. Недоліками застосування такого методу для задачі компенсації порушеної комунікативної функції є: недостатня розробленість методів опрацювання ЕМГ сигналів; значна кількість ЕМГ сигналів, що

підлягають аналізу; недостатня обґрунтованість взаємопов'язаності ЕМГ сигналів із роботою конкретних органів голосового апарату; необхідність індивідуального навчання програмного забезпечення для кожного окремого пацієнта.

Провівши аналіз можливості застосування для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини описаних вище типів біосигналів виявлено недоліки, пов'язані із недостатньою інформативністю кожного окремо взятого біосигналу. Це пов'язано із наведеними нижче фактами.

Відомо, що ЕМГ сигнал являє собою електропотенціальний відгук нервово-м'язової активності. Так, у структурі ЕМГ сигналів, відібраних з мімічних м'язів обличчя, буде міститись інформація лише про роботу артикуляційного апарату, що є недостатнім для ідентифікації та розпізнавання окремих голосових фонем чи слів. У структурі ЕМГ сигналів, відібраних з поверхні шиї, буде міститись інформація лише про роботу голосових складок, інформація ж про роботу артикуляційного апарату буде відсутня.

У структурі ЕЕГ сигналів відображаються зміни електричної активності мозку. Вони є результатом необхідності забезпечення механізмів саморегуляції та функціонування усіх органів та систем організму людини, реалізації функції адаптації до змінних зовнішніх та внутрішніх факторів, що чинять вплив на організм людини, тощо [58]. Відповідно, в структурі ЕЕГ сигналів будуть відображатись і електричні відгуки процесів, що забезпечують реалізацію комунікативної функції. Однак, за сучасними уявленнями ЕЕГ являє собою суперпозицію усіх потенціалів дії усіх нейронів із різним ступенем впливу на результуючу ЕЕГ – структури, які анатомічно розташовані на більшій відстані від електродів відведення впливають на параметри результуючої ЕЕГ в меншій мірі.

Відповідно, виділення в структурі ЕЕГ сигналів ознак, за якими можна було б проводити ідентифікацію та розпізнавання окремих голосових фонем чи слів, є складним і передбачає усунення усіх артефактів, пов'язаних із роботою інших відділів головного мозку, та розуміння способів кодування і перенесення мовної інформації в потоках нервових імпульсів в нейронних структурах мовних центрів

головного мозку та особливостей відображення цих процесів на поверхні голови пацієнта (в структурі зареєстрованих ЕЕГ сигналів).

Тому, необхідним є обґрунтування способу компенсації порушеної комунікативної функції людини, який ґрунтувався б на методах відбору та опрацювання достатньої з точки зору інформативності кількості та типів біосигналів і давав би можливість проводити ідентифікацію та розпізнавання окремих голосових фонем чи слів із можливим наступним переведенням їх у текст чи озвучувану мову.

1.4. Спосіб компенсації порушеної комунікативної функції людини за результатами опрацювання біосигналів

Відповідно до проведеного в попередньому пункті аналізу перспективним для задачі компенсації порушеної комунікативної функції мови є застосування способу, що ґрунтується на паралельному відборі та опрацюванні ЕЕГ і ЕМГ сигналів. Проведемо обґрунтування вибору конкретних типів та ділянок відбору ЕЕГ і ЕМГ сигналів з точки зору отримання в кінцевому результаті їхнього опрацювання достатньої кількості інформації, необхідної для виявлення та розпізнавання окремих фонем при намаганні пацієнтів реалізації порушеної комунікативної функції (намаганні щось сказати).

Компенсувати порушену комунікативну функцію людини можна шляхом належного опрацювання ЕЕГ сигналів, які відібрані з поверхні голови в безпосередній близькості до мовних центрів – центру Верніке, Брока та асоціативного центру [59]. У структурі таких ЕЕГ сигналів будуть відображатися нервові імпульси, які керують роботою органів голосового апарату. Теоретично можливим є виділення в структурі таких ЕЕГ сигналів ознак окремих звуків подумки вимовлених слів. При цьому, проводити ідентифікацію окремих фонем можна за наявністю ознак ОТ в структурі ЕЕГ сигналів.

Однак, проведений аналіз можливостей класичного методу ЕЕГ дослідження показав, що з його допомогою можна лише встановити факт

наявності процесу мовлення, але розпізнати окремі слова чи фрази практично неможливо через обмежені можливості самого методу ЕЕГ досліджень [62-66]. Це пов'язано із наступними фактами:

1) ОТ, що може бути використаний для ідентифікації фонем, формується голосовими складками, котрі збуджуються послідовністю нервових імпульсів, частота яких співпадає з частотою ОТ, що узгоджується із положеннями нейрохронаксичної теорії фонації Р. Юссона. Ці нервові імпульси виникають в мовних центрах головного мозку і повинні відображуватися в структурі ЕЕГ сигналів, що відібрані з поверхні голови в безпосередній близькості до цих мовних центрів;

2) значення частоти ОТ для чоловічого і жіночого голосу може знаходитись в діапазоні від 80 до 450 Гц [60,61], і саме коливні складові ЕЕГ сигналів цього діапазону частот є найбільш інформативними. Однак, для проведення класичних методів ЕЕГ досліджень в області медичної діагностики проводиться виділення і аналіз низькочастотних ритмів (альфа-, бета-, гама-, дельта-, тета-, мю-ритми в частотному діапазоні від 1 до 35 Гц) [62-66];

3) інформація, що міститься на вищих частотах вважається надлишковою і усувається шляхом низькочастотної фільтрації в процесі відбору ЕЕГ сигналів.

Відповідно, використання лише класичного методу ЕЕГ досліджень не дасть позитивного результату при розпізнаванні ознак голосових звуків в структурі ЕЕГ сигналів при вирішенні задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини, оскільки ознаки наявності ОТ в структурі цих сигналів втрачаються в процесі відбору.

Для ефективного розпізнавання голосових сигналів і компенсації порушеної функції мови можна використати спосіб, що ґрунтується на паралельному відборі та наступному опрацюванні двох груп сигналів [59]: перші є сигналами, що зареєстровані з окремих органів голосового апарату – ЕМГ сигнали, відібрані з поверхні шиї поблизу голосових складок; інша група – це ЕЕГ сигнали, локалізовано зареєстровані з ділянок поверхні голови пацієнта, що розташовані поблизу мовних центрів. В структурі першої групи сигналів буде міститись

інформація про наявність ознак ОТ при намаганні пацієнтів щось сказати, а в структурі другої групи сигналів будуть відображатися електричні образи нервових імпульсів, які мовні центри будуть посилати до відповідних органів голосового апарату як ніби при вимовленні конкретного слова чи фрази. Біофізичні основи такого способу наведені на рис. 1.6.

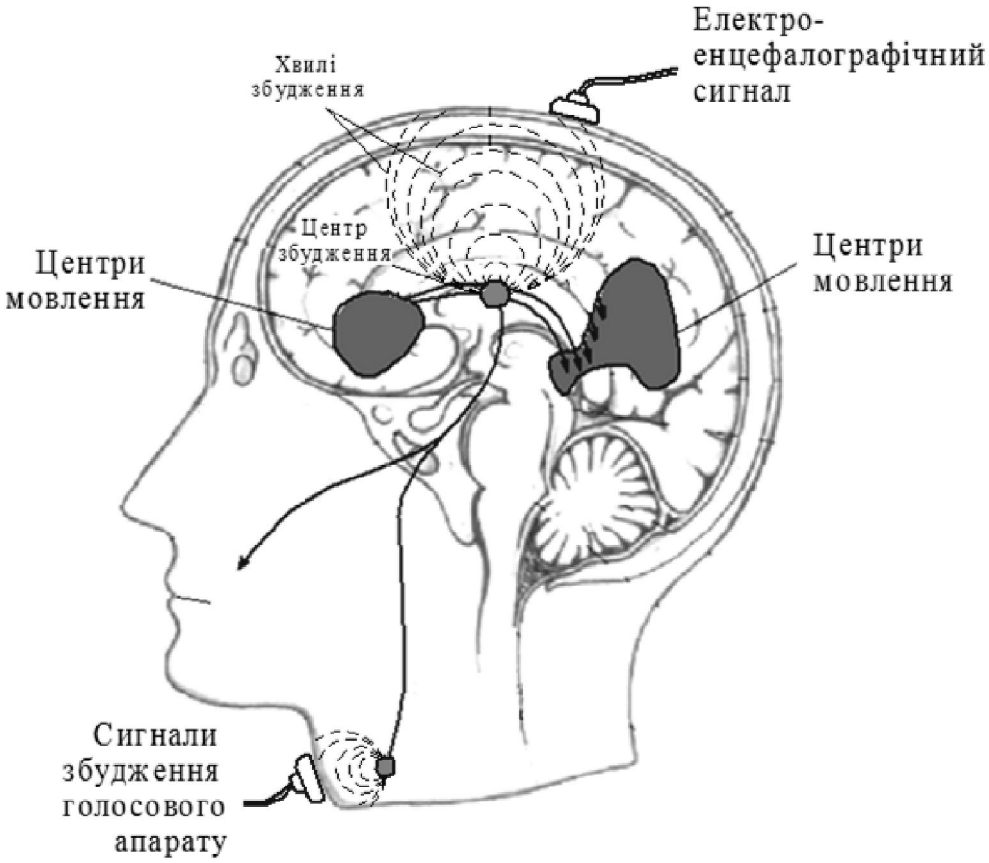


Рис. 1.6. Біофізичні основи способу відбору біосигналів для компенсації порушеної комунікативної функції людини

Суть запропонованого способу полягає в наступному:

1) відповідно до акустичної теорії голосотворення [15-18], елементарною складовою одиницею мовних сигналів є фонеми – окремі звуки. Вони можуть бути голосними і приголосними вокалізованими та невокалізованими (глухими);

2) формуючи послідовність часових інтервалів, які відповідають голосним, приголосним вокалізованим та невокалізованим звукам (за результатами опрацювання описаних вище ЕЕГ та ЕМГ сигналів), методом підбору можна поставити у відповідність певне слово, яке найкраще підходить під отриману

комбінацію звуків. Тоді, для компенсації порушеної комунікативної функції мови достатньо буде отримати таку послідовність часових інтервалів;

3) поділ на окремі звуки запропоновано виконувати за наявністю ознак ОТ в структурі описаних вище ЕМГ сигналів (для голосних звуків) та зміною значення ОТ (для вокалізованих приголосних звуків). Однак, якщо подумки вимовлене слово починається із одного або декількох приголосних невокалізованих звуків (глухих), зростає ймовірність помилки при розпізнаванні цього слова лише за ЕМГ сигналами;

4) запропоновано за результатами опрацювання ЕЕГ сигналів формувати умовний часовий інтервал початку і закінчення вимовленого подумки слова із наступною сегментацією цього інтервалу на ділянки, що відповідають голосним, приголосним вокалізованим та невокалізованим звукам, вже за результатами опрацювання ЕМГ сигналів.

Власне процес формування послідовності часових інтервалів, що відповідають голосним та приголосним звукам, показано на рис. 1.7.

Відповідно до запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини, в структурі ЕЕГ сигналів повинні проявлятись ознаки зміни мозкової активності при намаганні пацієнтами реалізації комунікативної функції, а в структурі ЕМГ сигналів – ознаки наявності ОТ при намаганні вимовляння подумки голосних та приголосних вокалізованих звуків.

Застосування такого способу дасть можливість відбору біосигналів, в структурі яких буде міститись достатня кількість інформації для наступної ідентифікації окремих структурних елементів мови у пацієнтів із порушеною комунікативною функцією.

При цьому важливим є питання розроблення методів опрацювання ЕЕГ і ЕМГ сигналів для отримання та оцінювання такої інформації з можливістю наступної реалізації цих методів у вигляді алґоритмів функціонування біотехнічної системи компенсації порушеної комунікативної функції людини. Це втілюється у ланках тріади «модель – алґоритм – програмна реалізація» (МАПР) [67]. При цьому вирішальним фактором розроблення методів опрацювання є вибір

моделі [67,68], що має поєднувати у своїй структурі важливі, відповідно до розв’язуваної задачі, властивості досліджуваного об'єкта, замінювати його при теоретичних дослідженнях, бути основою організації експериментальних досліджень і підставою для опрацювання та тлумачення їх результатів.

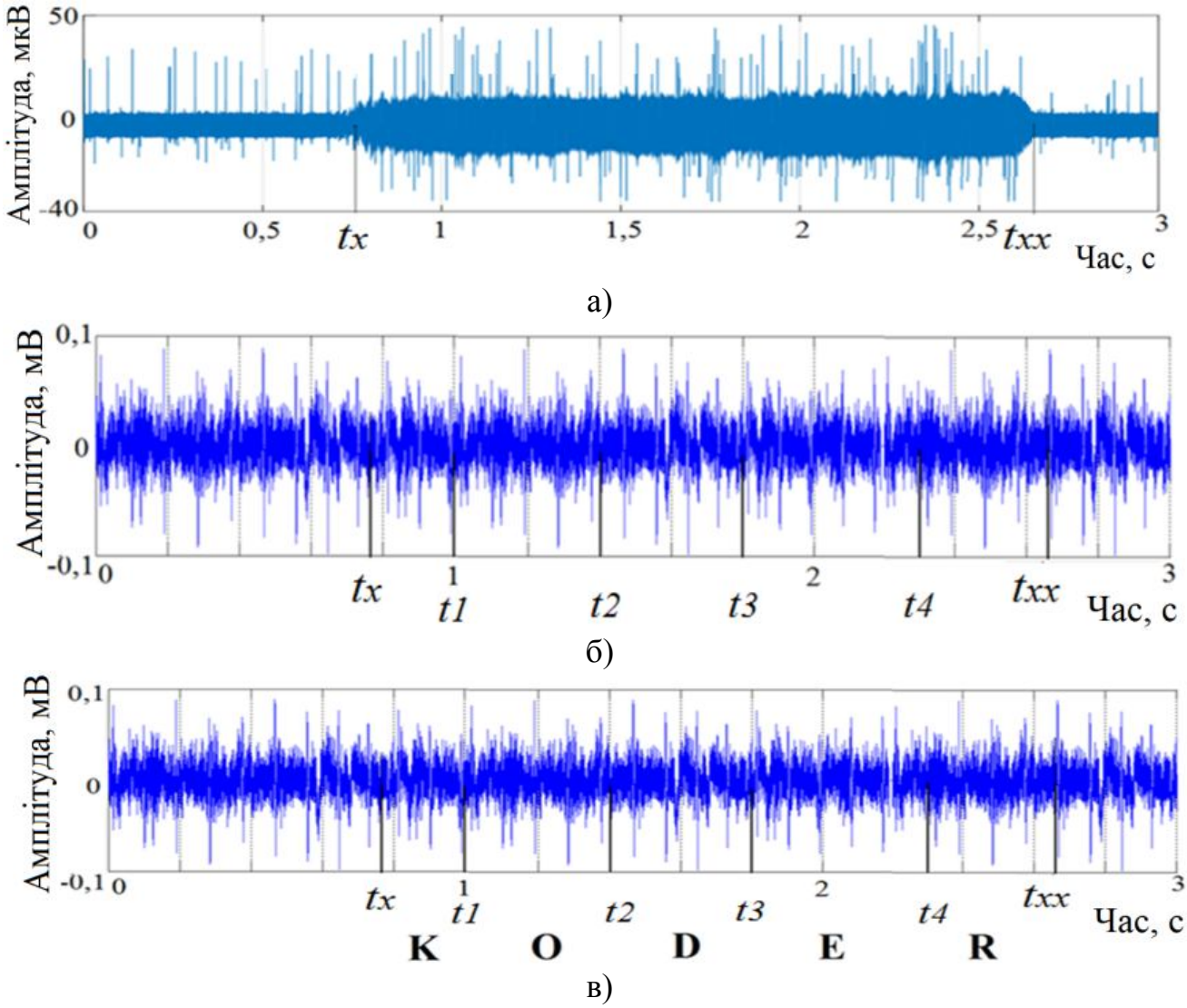


Рис. 1.7. Процес формування послідовності часових інтервалів при розпізнаванні окремих звуків мови за результатами опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів:

а) формування часових мометів початку t_x та закінчення t_{xx} процесу мовлення за результатами опрацювання ЕЕГ сигналів; б) встановлення часових інтервалів присутності ознак ОТ, що є індикаторами голосних та приголосних вокалізованих фонем, за результатами опрацювання ЕМГ сигналів; в) процес ідентифікації голосних та приголосних вокалізованих фонем і розпізнавання мови за змінами значень частоти ОТ

Відповідно, математична модель і методи опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів повинні враховувати фізичну природу таких сигналів і мати засоби виявлення в їхній структурі ознак процесу реалізації комунікативної функції людини. Тому необхідно провести аналіз відомих та поширених в області нейрофункціональних досліджень математичних моделей (способів представлення) і методів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів з метою виявлення можливості використання їх для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини.

1.5. Висновки до розділу 1

Встановлено, що комунікативна функція людини в повній мірі може бути реалізована виключно у випадку повноцінного функціонування центральної та периферичної нервової системи, системи дихання і органів голосового апарату. Враховуючи зростання кількості людей із порушеною або повністю втраченою комунікативною функцією, важливим в області реабілітаційної медицини є завдання пошуку шляхів компенсації порушеної комунікативної функції людини.

Враховуючи той факт, що основним джерелом відомостей про роботу системи є сигнал, який утворюється в процесі функціонування цієї системи, компенсувати порушену комунікативну функцію можна шляхом належного опрацювання біосигналів, які виникають при намаганні пацієнтами реалізувати комунікативну функцію.

Перспективним є застосування способу компенсації порушеної комунікативної функції, що ґрунтується на паралельному відборі та опрацюванні двох груп біосигналів: перші є ЕМГ сигналами, які відібрані з поверхні шиї поблизу голосових складок; інша група – це ЕЕГ сигнали, локалізовано відібрані з ділянок поверхні голови пацієнта, що розташовані поблизу мовних центрів. Показано, що в структурі ЕЕГ сигналів повинні проявлятись ознаки зміни мозкової активності при намаганні пацієнтами реалізації комунікативної функції,

а в структурі ЕМГ сигналів – ознаки наявності ОТ при намаганні пацієнтами вимовляння голосних та приголосних вокалізованих звуків.

Для реалізації такого способу компенсації порушеної комунікативної функції необхідним є розроблення методів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів на основі певної математичної моделі, яка повинна бути адекватною як фізичній природі таких сигналів так і поставленій задачі.

РОЗДІЛ 2
ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ТА РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДІВ ОПРАЦЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ КОМПЕНСАЦІЇ ПОРУШЕНОЇ КОМУНІКАТИВНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЮДИНИ

У розділі розглядаються питання моделювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів, зокрема обґрунтування вибору їхньої математичної моделі у вигляді стохастичного коливання. Проаналізовано можливість подання таких біосигналів у вигляді суміші періодичних та майже періодичних функцій у випадку детерміністського підходу та у вигляді стаціонарного випадкового процесу у випадку імовірнісного підходу до моделювання цих біосигналів. Показано обмежені можливості таких математичних моделей електроенцефалографічного та електроміографічного сигналів для задачі виявлення ознак реалізації комунікативної функції людини. Обґрунтовано вибір математичної моделі цих біосигналів у вигляді кусково стаціонарного випадкового процесу. Розроблено методи опрацювання, що ґрунтуються на використанні спектрально-кореляційного аналізу із застосуванням методу ковзного вікна.

Основні положення цього розділу опубліковані в працях [59,69,70,94,95].

2.1. Вимоги до математичної моделі біосигналів, як підґрунтя для розроблення методів їхнього опрацювання

Для розроблення методів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів необхідно обґрунтувати вибір математичної моделі таких біосигналів [69, 70]. Вибір моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів визначається як задачею, яка вирішується, так і фізичною природою самих сигналу. Опис ЕЕГ та ЕМГ сигналів за допомогою їхніх моделей виходить із необхідності відобразити суттєві, для даного типу задач, закономірності досліджуваних об’єктів і явищ, втілити їх у конструктивній

математичній формі. Це забезпечить можливість теоретичного апріорного дослідження, обґрунтування алґоритмів та інтерпретацій отриманих результатів обчислень опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів і, як результат, формування інформативних ознак. Математична модель повинна містити інформативні ознаки, за якими можна було б проводити виявлення ознак намагання пацієнтами реалізувати процес мовлення в структурі ЕЕГ сигналів та ідентифікацію окремих фонем в структурі ЕМГ сигналів.

Задача реалізації перших двох етапів запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції є близькою до задачі розпізнавання мови – сегментації реєстрограми голосового сигналу на ділянки, що відповідають голосним та приголосним звукам із наступною їх ідентифікацією.

Проведено аналіз параметрів голосового сигналу, за якими можна проводити виявлення та ідентифікацію окремих фонем [71-77]. Для прикладу, на рис. 2.1 наведено вигляд реєстрограми голосового сигналу [в].

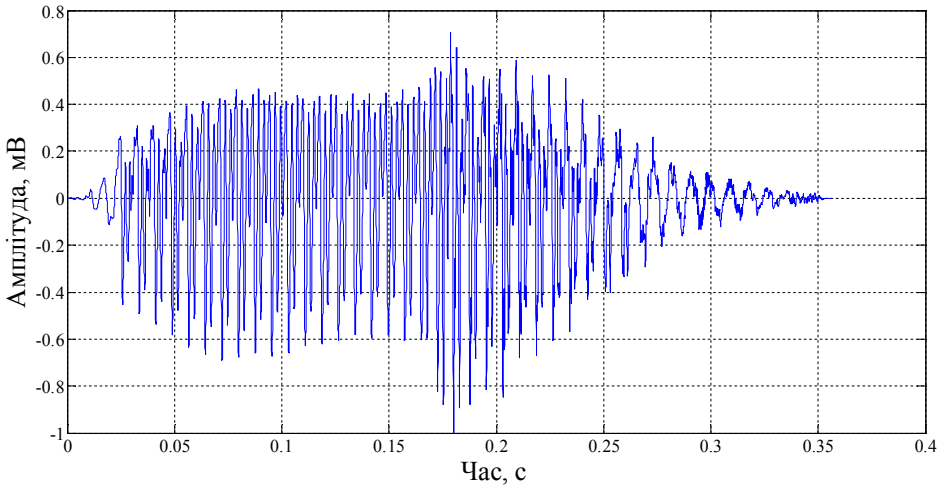
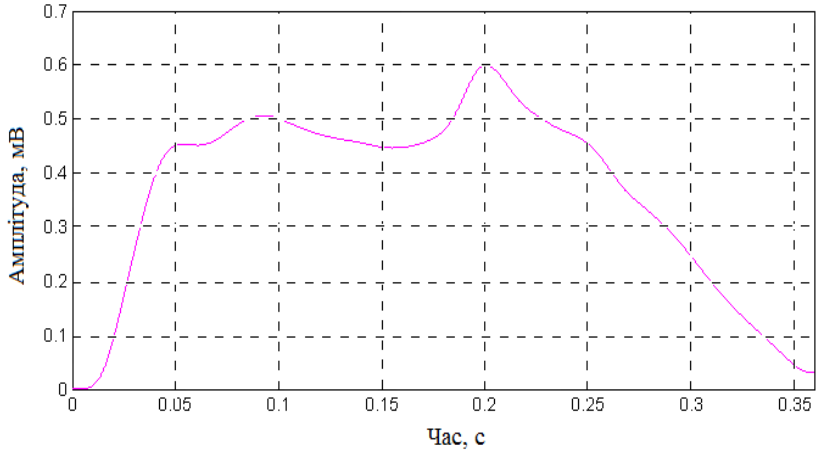


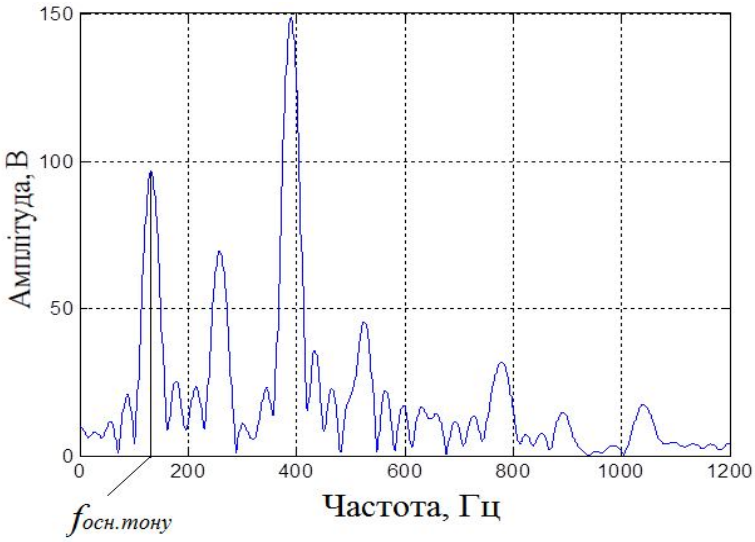
Рис. 2.1. Приклад реєстрограми голосового сигналу [в]

В акустиці, розпізнавання окремих фонем в структурі голосових сигналів проводиться за змінами форми обвідної складової сигналу (рис.2.2, а) та за значеннями частоти ОТ у випадку розпізнавання голосних і приголосних вокалізованих фонем. Частота ОТ є оберненою величиною до періоду ОТ, а для її визначення застосовуються методи формантного аналізу, відповідно до якого

значення частоти ОТ співпадає із значенням частоти розміщення першого максимуму в оцінках амплітудного спектру голосового сигналу (рис. 2.2.б).



а)



б)

Рис. 2.2. Приклад форми обвідної складової голосового сигналу (а), що зображений на рис. 2.1, та оцінки амплітудного спектру (б) цього сигналу

Відповідно до запропонованого в пункті 1.4 (Розділ 1) способу компенсації порушеної комунікативної функції людини, в структурі ЕЕГ сигналів повинні проявлятись ознаки зміни мозкової активності при реалізації комунікативної функції, а в структурі ЕМГ сигналів – ознаки наявності ОТ при намаганні пацієнтами вимовляння голосних та приголосних вокалізованих звуків.

В таблиці 2.1 наведено основні типи математичних моделей, відповідні методи опрацювання та інформативні ознаки, що отримуються при цьому, які знайшли поширення в практиці ЕЕГ та ЕМГ досліджень.

Таблиця 2.1

Математичні моделі та методи опрацювання ЕЕГ і ЕМГ сигналів

Модель		**Метод аналізу**	**Інформативні ознаки**
Детерміністський підхід	Періодичний процес, майже періодичний, процес	Морфологічний аналіз	Часові тривалості та амплітуди характерних точок реалізації сигналу
		Гармонічний аналіз	Оцінки амплітудного спектру сигналу
			Оцінки фазового спектру сигналу
Імовірнісний підхід	Стаціонарний випадковий процес	Статистичний аналіз	Оцінка математичного сподівання $\hat{m}_\xi(t_k) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}\xi_i(t_k),\ k = \overline{1, N}$
			Оцінка дисперсії $\hat{D}_\xi(t_k) = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}\left[\xi_i(t_k) - \hat{m}_\xi(t_k)\right]^2$
			Оцінка середньоквадратичного відхилення $\hat{\sigma}_\xi(t_k) = \sqrt{\hat{D}_\xi(t_k)}$
		Спектрально-кореляційний аналіз	Оцінка автокореляційної функції $\hat{R}_\xi(\tau) = \lim_{T\to\infty}\frac{1}{T}\int_0^T \xi(t)\cdot\xi(t+\tau)d(\tau)$
			Оцінка спектральної густини потужності $\hat{G}_x(f) = 2\int_{-\infty}^{\infty} R_x(\tau)\cdot e^{-i2\pi f\tau}d(\tau)$

В найпростішому випадку ЕЕГ та ЕМГ сигнали можуть бути подані в рамках детерміністського підходу до їхнього моделювання у вигляді періодичного чи майже періодичного процесу. При цьому, можливим стає застосування методів морфологічного та гармонічного аналізу. Методи

морфологічного аналізу практично не застосовуються окремо самі по собі. Тому, основна інформація із ЕЕГ та ЕМГ сигналів при такому підході може бути отримана у випадку застосування саме гармонічного аналізу.

Проаналізуємо можливості, що їх дасть опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів методами гармонічного аналізу складних детермінованих процесів.

2.2. Опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів методами гармонічного аналізу складних детермінованих процесів

Окремі закономірності ЕЕГ та ЕМГ сигналів можна описати на основі детерміністського підходу щодо їхнього моделювання у вигляді періодичної, квазіперіодичної чи майже періодичної функцій [78-80]. Так, подання ЕЕГ та ЕМГ сигналів у вигляді періодичної функції виду:

$$f(t) = f(t + nT), \;\; n \in \mathbf{Z} \tag{2.1}$$

де T – період сигналу, $t, T, f(\text{o}) \in \mathrm{R}$, дає можливість описати коливну структуру ЕЕГ сигналів, що проявляється у наявності так званих низькочастотних коливань, які широко застосовуються в області нейрофункціональних досліджень. Також в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів мають міститись ознаки періодичних послідовностей нервових імпульсів, які формуються в мовних центрах кори головного мозку та забезпечують періодичне скорочення голосових складок в процесі вимови голосних та приголосних вокалізованих звуків.

Однак, за сучасними уявленнями, коливні складові ЕЕГ не є періодичними а ритмічними із деякою зміною значення періоду. В цьому випадку для моделювання може бути використана теорія квазіперіодичних функцій, яка була вперше розглянута в працях П.Боля ще в 1893 році [80]. Такі функції можуть бути рівномірно наближені на всій дійсній осі із застосуванням узагальнених тригонометричних поліномів виду:

$$\sum a_{n_1,n_2\dots n_k} e^{i(n_1\alpha_1+n_2\alpha_2+\dots+n_k\alpha_k)x}, \tag{2.2}$$

де $n_1, n_2 \dots n_k$ - довільні числа, $\alpha_1, \alpha_2, \dots \alpha_k$ – дійсні числа.

При цьому, П. Болем було вказано необхідні та достатні умови квазіперіодичності функцій [80]. Так, довільна функція виду:

$$f(x) = f_1(x) + f_2(x) + \dots + f_k(x)$$

де кожна із функцій $f_1(x), f_2(x), \dots, f_k(x)$ неперервна і періодична, являється квазіперіодичною функцією. Теорія квазіперіодичних функцій стала основою створення теорії майже періодичних функцій [80].

Майже періодична функція *f(s), s=σ+iτ*, регулярна в смузі $-\infty \le \alpha < \sigma < \beta \le \infty$, що може бути розкладена в ряд виду $\sum a_n e^{i\lambda_n s}$, де a_n – комплексні, а λ_n – дійсні числа. Дійсне число τ називається *ε*- майже періодом функції *f(s)*, якщо у всіх точках смуги (*α, β*) виконується рівність:

$$|f(s+i\tau) - f(s)| < \varepsilon.$$

Подання ЕЕГ та ЕМГ сигналів у вигляді періодичної, квазіперіодичної чи майже періодичної функцій дає можливість застосування до їхнього опрацювання методів гармонічного аналізу, який ґрунтується на теорії рядів Фур'є та інтегралів Фур'є. Перетворення Фур'є є лінійним оператором *F*, що діє в просторі, елементами якого є функції $f(x)$ від n дійсних змінних.

Так, довільна періодична функція *f(z)* на всій площині *C* може бути розкладена в ряд Фур'є:

$$f(z) = \sum_{k=-\propto}^{\propto} a_k e^{\frac{\pi i k}{\omega} z},$$

$$a_k = \frac{1}{2\omega} \int_{-\omega}^{\omega} f(t)\, e^{\frac{-\pi i k}{\omega} t} dt,$$

а майже періодична функція може бути розкладена в ряд Фур'є:

$$f(x) \sim \sum_n a_n e^{-i\lambda_n x},$$

де λ_n – Фур'є показники, a_n – Фур'є коефіцієнти майже періодичної функції $f(x)$. При цьому, множина Фур'є показників λ_n називається спектром цієї функції.

В загальному випадку спектр періодичного з періодом *T* сигналу *f(t)* можна записати у вигляді:

$$a_n = \frac{1}{T}\int_0^T f(t)\, e^{-in\omega_1 t} dt,$$

де T – період сигналу, $\omega_1 = \frac{2\pi}{T}$, n – ціле число.

А спектр неперіодичного сигналу:

$$F(\omega) = \int_{-\propto}^{\propto} f(t)\, e^{-i\omega t} dt,$$

де $\omega = 2\pi f$.

Спектр сигналу є комплексною величиною, та може бути поданий у вигляді:

$$F(\omega) = A(\omega) e^{-i\phi(\omega)},$$

де $A(\omega)$ – амплітудний спектр сигналу, $\phi(\omega)$ – фазовий спектр сигналу.

При застосуванні гармонічного аналізу до опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів інформативними мають бути власне оцінки амплітудного та фазового спектру. При цьому припущено, що основна інформація про наявність ознак ОТ має міститись в оцінках амплітудного спектру ЕМГ сигналу у вигляді наявності

характерного максимуму в околі частоти, що відповідає частоті ОТ. Це припущення зроблено відповідно до акустичної теорії голосотворення та методу формантного аналізу.

Так, в фонетиці використовується термін “форманта”, що означує акустичну характеристику звуків мови (голосних та приголосних вокалізованих), що пов’язана із рівнем частоти основного тону [15-18]. В структурі амплітудного спектру це відображається у збільшенні амплітуд гармонік в певному частотному діапазоні. Аналіз голосових сигналів (зокрема для їх ідентифікації) виконують в основному за чотирма формантами, при цьому частота розміщення першої форманти відповідає частоті ОТ.

В загальному випадку в акустиці під формантою розуміють смуги функції передачі голосового тракту, що характеризуються частотою F_i, амплітудою A_i та смугою пропускання B_i. В оцінках амплітудного спектру форманти проявляються у вигляді помітних максимумів (рис. 2.3).

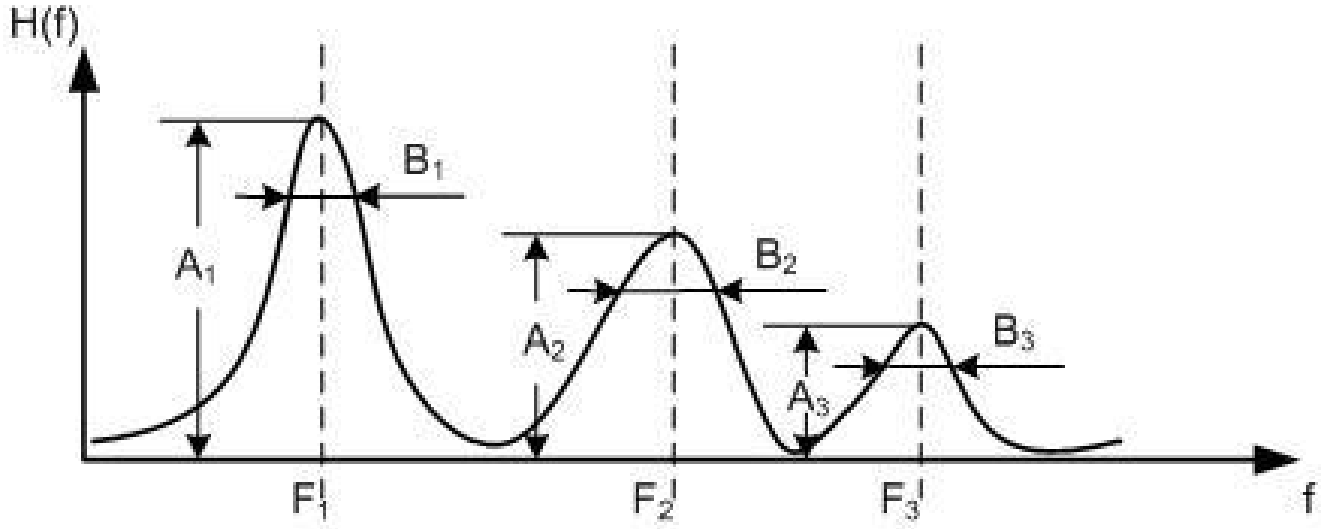


Рис. 2.3. Виділення формант в спектрі голосового сигналу

Як зазначалось вище, у випазку застосування методів гармонічного аналізу до опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів виходячи з їх моделі у вигляді періодичного чи майже періодичного процесу, інформативними та інваріантними до часових зсувів характеристиками таких сигналів мають бути оцінки їх

амплітудних спектрів. Інваріантність саме цих оцінок і використано для верифікації детермінованої моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів. Вибірки, отримані з детермінованого сигналу при трансляції його в часі повинні давати стійкі спектри, тобто, в стані спокою (коли не реалізується комунікативна функція) оцінки амплітудних спектрів вибірок з цих сигналів повинні бути стійкі до часових зсувів (для можливості виявлення змін, що будуть індикаторами намагання пацієнтом реалізації процесу мовлення).

Непридатність детермінованої моделі для опису ЕЕГ та ЕМГ сигналів конкретної людини підтверджено при експериментальній верифікації.

Так, на рис. 2.4 наведено вигляд реєстрограми ЕЕГ сигналу. З цього сигналу було сформовано вибірки однакового об’єму (1000 відліків) та обчислено оцінки їх амплітудних спектрів. На рис. 2.5 та рис. 2.6 наведено вигляд оцінок таких спектрів.

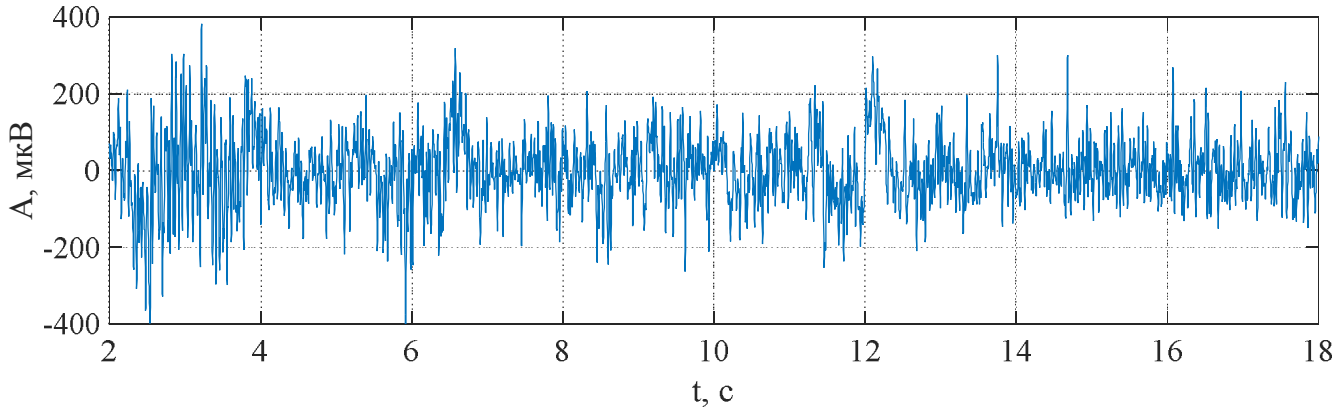


Рис. 2.4. Приклад реєстрограми ЕЕГ сигналу

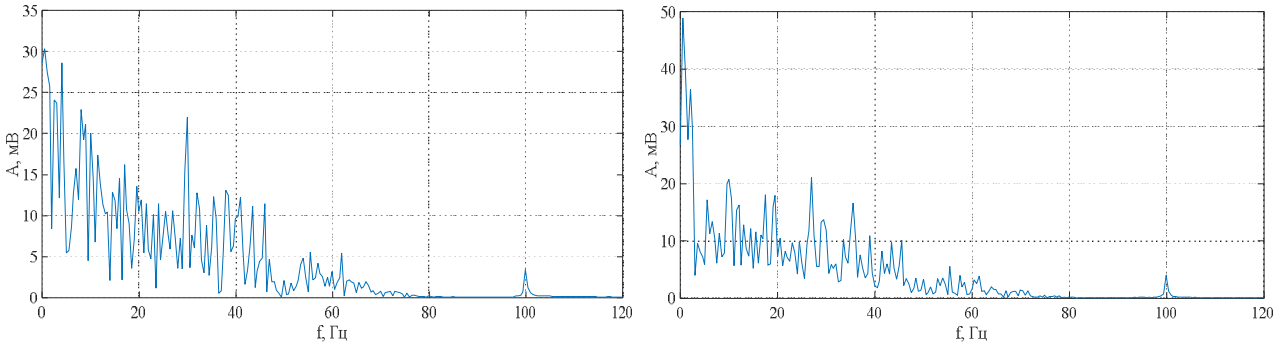


Рис. 2.5. Оцінки амплітудних спектрів вибірок із ЕЕГ сигналу (рис. 2.4). Тривалість кожної вибірки – 2 с, частота дискретизації – 500 Гц.

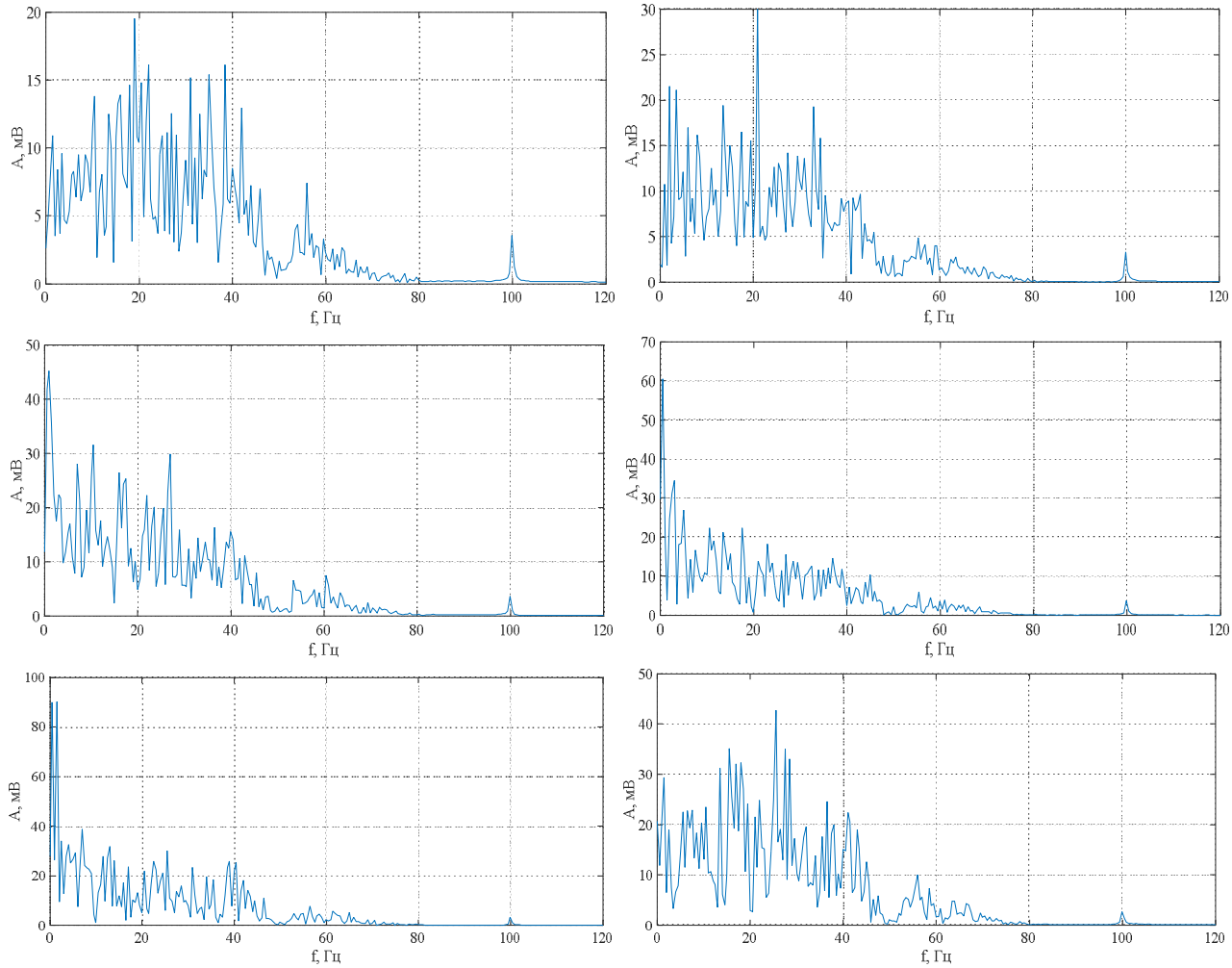


Рис. 2.6. Оцінки амплітудних спектрів вибірок із ЕЕГ сигналу (рис. 2.4). Тривалість кожної вибірки – 2 с, частота дискретизації – 500 Гц.

На рис. 2.7 наведено вигляд реєстрограми ЕМГ сигналу, а на рис. 2.8 – оцінки амплітудних спектрів для однакової кількості відліків, обчислених за одним і тим же ЕМГ сигналом.

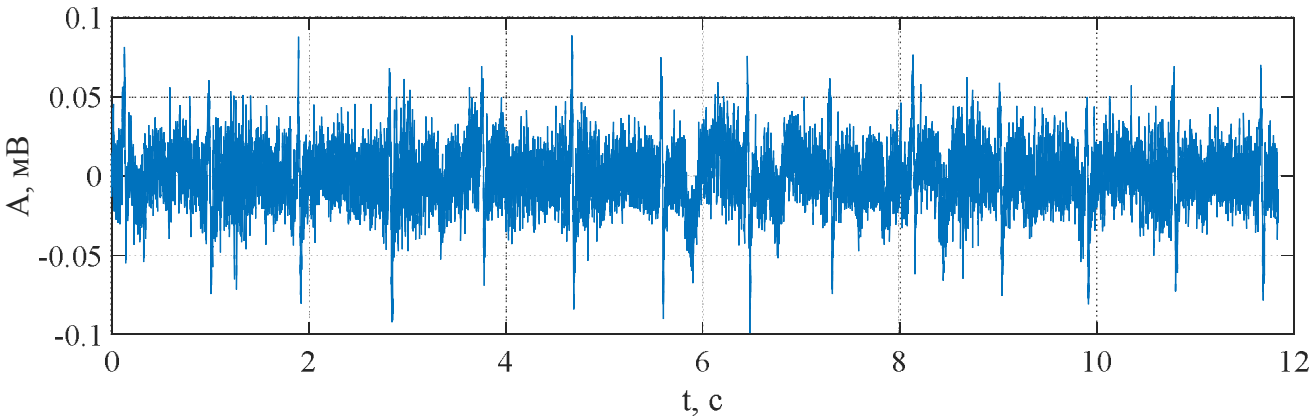


Рис. 2.7. Приклад реєстрограми ЕМГ сигналу

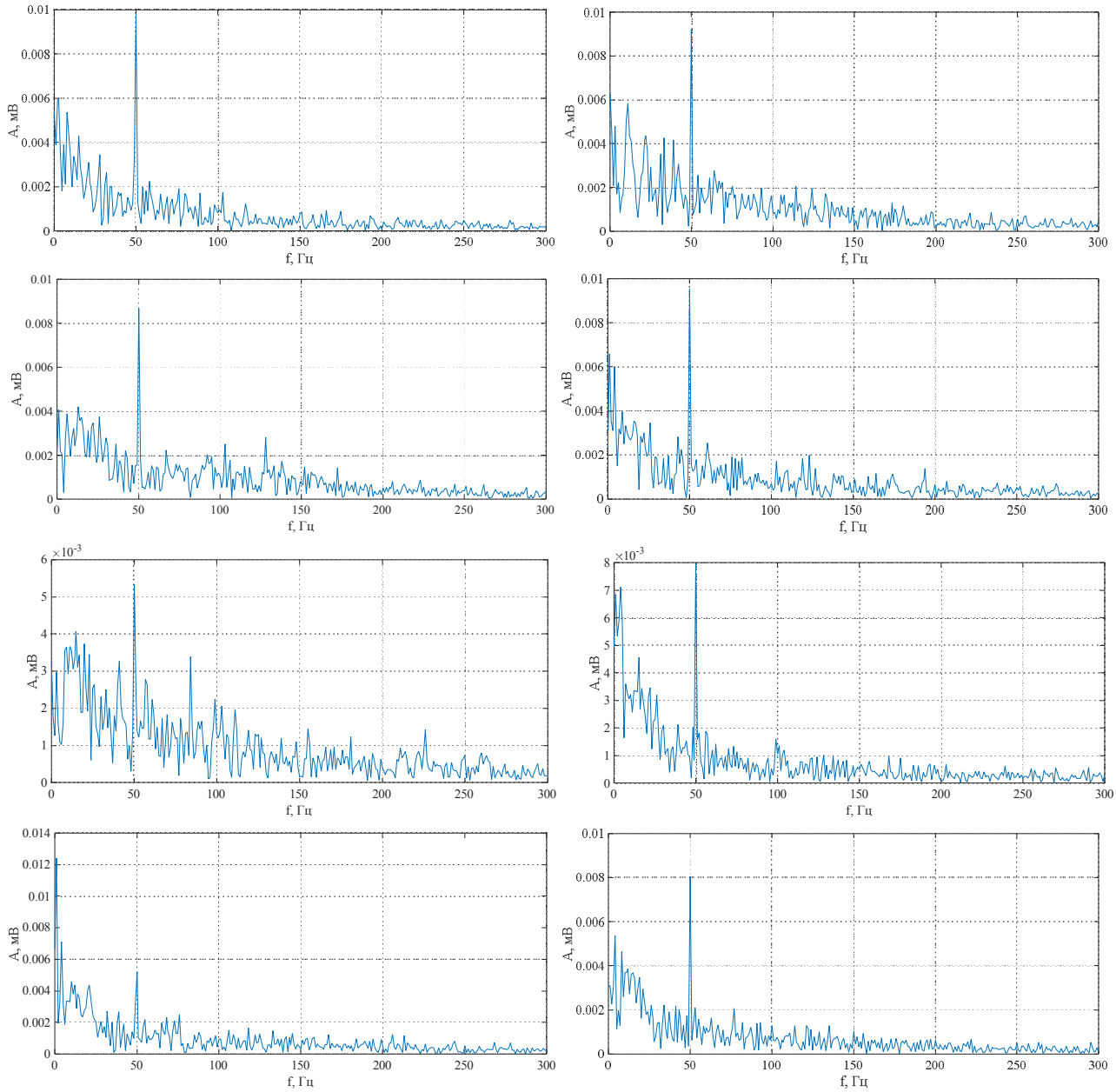


Рис. 2.8. Оцінки амплітудних спектрів вибірок із ЕМГ сигналу (рис. 2.7). Тривалість вибірки – 1 с, частота дискретизації – 44100 Гц.

При аналізі 16 реалізацій ЕЕГ та ЕМГ сигналів для різних людей методами гармонічного аналізу встановлено, що оцінки амплітудних спектрів, обчислені для вибірок однакового об’єму, взятих з реєстрограм ЕЕГ сигналів, є мінливими. Для ЕМГ сигналів оцінки амплітудних спектрів в стані спокою також є мінливими, відповідно неможливо за цими оцінками однозначно встановити присутність ознак реалізації комунікативної функції людини в структурі таких сигналів.

Отже, результати експериментальної верифікації моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів як детермінованої підтвердили її невідповідність досліджуваним сигналам. Така модель не є адекватною ні природі сигналів, ні поставленій задачі, зокрема її першому етапу – пошуку часово-інваріантних характеристик сигналу для стану спокою та стану реалізації комунікативної функції. Тому в якості моделі доцільно використати випадковий процес (ВП).

2.3. Опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів методами статистичного та спектрально-кореляційного аналізу стаціонарних процесів

Застосування статистичних методів для вивчення реальних явищ можливе лише за умови, що існує теоретико-імовірнісна модель, яка обґрунтовує ці методи та дозволяє проінтерпретувати дані, отримані в результаті статистичного опрацювання експериментального матеріалу.

Так, в 50-х роках минулого століття в область досліджень ЕЕГ було введено подання таких сигналів у вигляді випадкового процесу [81]. Зокрема поширення набула теорія стаціонарних випадкових процесів, що пов’язано із розробленістю методів і процедур спектрально-кореляційного аналізу, моделювання, імітації таких сигналів тощо. Зазначене стосується і моделювання ЕМГ сигналів. Так, усі багатомірні функції розподілу ЕЕГ та ЕМГ сигналів не залежать від часу при поданні таких сигналів як стаціонарного випадкового процесу у вузькому сенсі, тобто при довільних значеннях n та t_0 виконуватиметься рівність [79,84-86]:

$$Fn(x1,\ldots,xn;t1+t0,\ldots,tn+t0)=Fn(x1,\ldots,xn;t1,\ldots,tn). \qquad (2.3)$$

У випадку ж зображення ЕЕГ та ЕМГ сигналів як стаціонарного випадкового процесу в широкому сенсі, їхні математичні сподівання не залежатимуть від часу, а їхні кореляційні функції залежатимуть лише від різниці $(t2-t1)$, іншими словами [79,84-86]:

$$R(t_1,t_2) = M(\xi(t_1) - m)(\overline{\xi(t_2) - m}) = R(t_2 - t_1).$$

Основу ж аналізу ЕЕГ та ЕМГ сигналів сучасними електроенцефалографами на електроміографами становлять методи спектрально-кореляційного аналізу, які ґрунтуються на застосуванні перетворень Вінера-Хінчина:

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{-\infty} e^{i\tau\omega} S(\omega) d(\omega). \tag{2.4}$$

$$S(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-i\tau\omega} d\tau, \tag{2.5}$$

де $R(\tau)$ – кореляційна функція, $S(\omega)$ – спектральна густина потужності. При цьому $\int_{-\infty}^{\infty} |R(\tau)|^2 d\tau < \infty$.

Також ЕЕГ і ЕМГ сигнали можуть бути подані як суміш детермінованого та стаціонарного випадкового процесу [68]. Таке подання можна зобразити у вигляді:

$$X(t) = V(\varphi(t), \varepsilon(t))$$

де $\varphi(t)$ – періодичний процес, *ε(t)* – стаціонарний процес. Залежно від виду оператора *V* можливі наступні варіанти подання таких сигналів: $X(t) = \varepsilon 1(t) + \varphi(t)$ (адитивна модель); $X(t) = \varepsilon 2(t) \cdot \varphi(t)$ (мультипликативна модель); $X(t) = \varepsilon 1(t) + \varepsilon 2(t) \cdot \varphi(t)$ (адитивно-мультипликативна модель). У цих виразах позначено: $\varphi(t)$ – детермінована функція часу, яка визначатиме часові моменти появи ознак процесу мовлення в структурі ЕЕГ сигналів та ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів; *ε1(t)* – випадковий процес – адитивна завада; *ε2(t)* – стаціонарний випадковий процес з нульовим матсподіванням та постійною дисперсією.

Застосування математичної моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів у вигляді стаціонарного випадкового процесу стосується виключно математичного опису таких сигналів і не враховує біофізичного ґенезу їх [81]. В цьому випадку лише припускається, що особливості ЕЕГ та ЕМГ сигналу, як результату роботи складної системи найбільш адекватно можуть бути описані в рамках математичної статистики.

Так, в праці [81] зазначено, що в спробах оцінити базові статистичні параметри ЕЕГ сигналів виникла проблема, коли властивості навіть однохвилинних фрагментів ЕЕГ не відповідають властивостям коротких ділянок ЕЕГ запису, які складають цей фрагмент. Відповідно сумарні оцінки для неоднорідного фрагмента не можуть адекватно відображати властивості сигналу на аналізованому інтервалі.

Таким чином, модель у вигляді стаціонарного випадкового процесу передбачає незмінність ймовірнісних характеристик ЕЕГ та ЕМГ сигналів у часі. Однак, в структурі цих сигналів повинні проявлятись ознаки реалізації комунікативної функції, що, в свою чергу, призведе до зміни їхніх імовірнісних характеристик, а виявлення часових моментів появи цих ознак становить основу описаного в праці [58] способу компенсації порушеної комунікативної функції, оскільки за змінами часової структури ЕЕГ сигналів необхідно знаходити часові інтервали початку та закінчення процесу мовлення, а у випадку ЕМГ сигналів необхідно знаходити часові моменти появи ознак ОТ в структурі цих сигналів для наступної ідентифікації окремих фонем. Отже модель ЕЕГ та ЕМГ сигналів у вигляді стаціонарного процесу не буде адекватною досліджуваній задачі компенсації порушеної комунікативної функції мови.

Однак, в праці [81] зазначається на основі проведеного авторами аналізу значної кількості ЕЕГ сигналів, відібраних в стані норми, що ЕЕГ може розглядатись як така, що складається із відносно стаціонарних ділянок, тривалість більшості із яких коливається в межах від 0,2 до 10-12 с. Враховуючи цей факт проведено обґрунтування вибору математичної моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини.

2.4. Обґрунтування вибору математичної моделі електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів

Як згадувалось вище, в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів мають проявлятись ознаки реалізації комунікативної функції. Для обґрунтування математичної моделі цих сигналів висунуто наступні припущення: 1) ділянки ЕЕГ та ЕМГ сигналів в стані спокою – при відсутності процесу мовлення за незмінних додаткових факторів (емоційний стан, положення людини в просторі, заплющені очі, зовнішні умови) – будуть стаціонарними; ділянки ЕЕГ та ЕМГ сигналів при намаганні пацієнтом реалізації комунікативної функції будуть стаціонарними, але з відмінними від аналогічних ділянок для стану спокою параметрами (оцінки математичного сподівання, дисперсії тощо). Задача виявлення проявів в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів ознак процесу реалізації комунікативної функції зведеться до задачі виявлення характерних для такого процесу змін властивостей цих біосигналів.

Виявлення зміни властивостей біосигналів є однією з поширених задач аналізу і обробки біомедичної інформації. До неї зводяться багато прикладних задач обробки даних, які отримуються системами збору біомедичної інформації, зокрема такими, як системи Голтерівського моніторингу, електроенцефалографічні комплекси, поліаналізаторні системи, біометричні системи тощо. Проводячи аналогію з радіотехнікою, стрибкоподібні зміни властивостей біосигналів, які відбуваються в невідомі моменти часу, можна означити терміном «розладка» [89, 90]. Вихідними для вирішення задачі виявлення розладки є дані про розподіли значень аналізованого процесу до і після можливої розладки, реалізація випадкового процесу тощо. При цьому, класичні методи виявлення розладки ґрунтуються на застосуванні алґоритмів обчислення кумулятивних сум [89,90], що дозволяє виявляти одноразову розладку випадкового процесу і отримувати оцінку максимальної правдоподібності координат стрибка. Однак, в більшості прикладних задач обробки біомедичних даних необхідним є виявлення послідовності стрибків аналізованої функції [90],

як у випадку виявлення змін в структурі ЕЕГ сигналів, що характеризують наявність ознак процесу мовлення чи змін у структурі ЕМГ сигналів, що характеризують наявність ознак ОТ. Відповідно, актуальною є задача розроблення методу виявлення таких послідовностей в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів. В такому випадку, як математичну модель ЕЕГ та ЕМГ сигналів доцільно використати кусково стаціонарний випадковий процес [89-91]. Така модель застосовується для опису базової динаміки інформаційної діяльності головного мозку [81] та проведення сегментації ЕЕГ сигналів та такі стаціонарні ділянки. Так, в 1977 р. Боденштайн та Преторіус запропонували узагальнену концепцію структури ЕЕГ [92], відповідно до якої ЕЕГ сигнал складається із практично стаціонарних сегментів, які з'єднані швидкими перехідними процесами.

Якщо поширити модель кусково стаціонарного випадкового процесу на клас ЕЕГ та ЕМГ сигналів із врахуванням задачі виявлення розладки, то такі біосигнали можна подати у вигляді [91,94,95]:

$$\Xi_n(t) = \left(\xi_1(t), \xi_2(t), ..., \xi_n(t)\right) \tag{2.6}$$

де: $\Xi_n(t)$ – випадковий вектор-процес, заданий на інтервалі $t \in [a,b]$; послідовність множин B_k, $k = \overline{1,n}$ є розбиттям інтервалу $[a,b]$ точками $t_1, t_2, \ldots, t_k$; $I_{B_k}(t)$ – індикаторна функція множини B_k: $I_{B_k}(t) = \begin{cases} 0, & t \notin B_k; \\ 1, & t \in B_k, \end{cases}$.

При цьому, випадковий процес виду [91,94,95]:

$$\xi_\Sigma(t) = \sum_{k=1}^{n} \xi_k(t) I_{B_k}(t) \tag{2.7}$$

зветься процесом розладки, а моменти $t_1, t_2, ..., t_n$ моментами розладки [92,94,95].

Відповідно поставлена задача зводиться до виявлення часових моментів появи зміни параметрів стаціонарних ділянок ЕЕГ та ЕМГ сигналів, а відповідно до (2.7) – часових моментів $t_1, t_2, ..., t_n$ появи розладки в структурі цих сигналів.

Для опрацювання пропонується використати методи спектрально-кореляційного аналізу стаціонарних випадкових процесів, а опрацювання сигналів проводити на інтервалах часу визначеної тривалості (t_1-t_2, t_2-t_3, ..., t_{n-1}-t_n) – в межах ковзного вікна. Умовно, для випадку опрацювання ЕЕГ сигналу, це показано на рис.2.9 [95]. Опрацювання ЕМГ сигналів проводитиметься аналогічним чином.

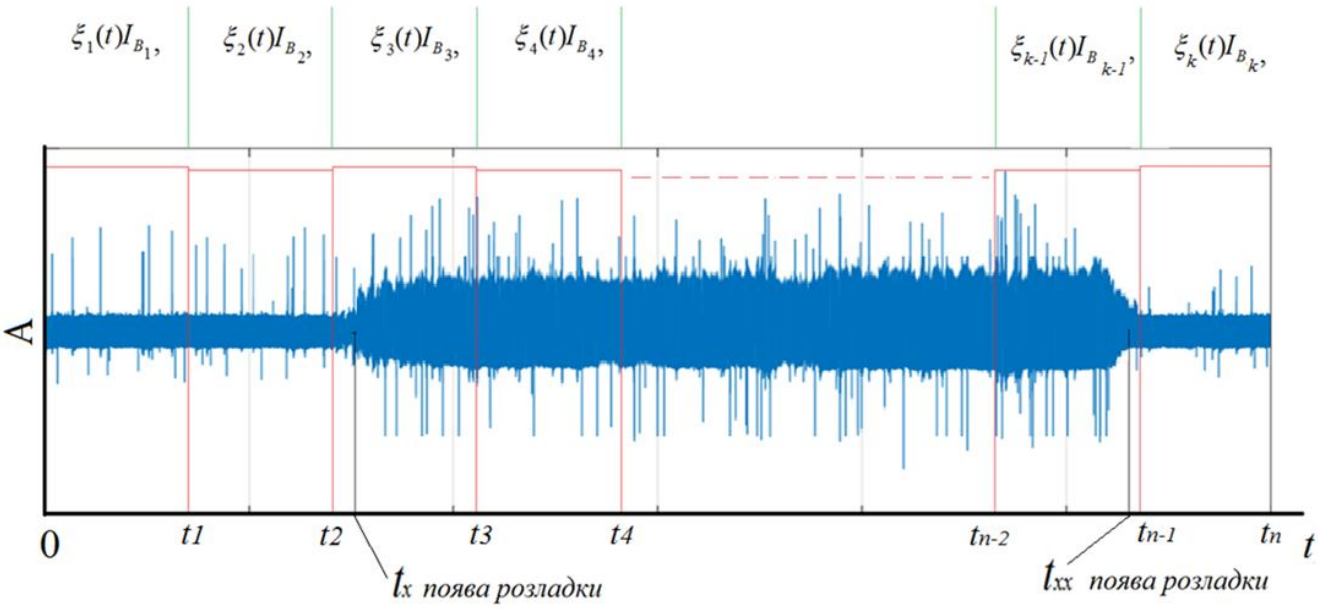


Рис. 2.9. Виявлення розладки ЕЕГ сигналу, що характеризує зміну мозкової активності в процесі намагання пацієнта реалізації комунікативної функції

2.5 Метод опрацювання електроміографічних сигналів

2.5.1. Етапи реалізації методу

Запропоновано метод опрацювання ЕМГ сигналу для виявлення часових інтервалів наявності ознак ОТ, що включає в себе два етапи, а саме: підготовчий та основний. Метою підготовчого етапу є оцінювання наближеного значення та інтервалу існування частоти ОТ шляхом аналізу тестового ЕМГ сигналу. Такий сигнал має бути попередньо зареєстрований із пацієнта, який намагається

вимовити тестові звуки та фрази в строго визначені інтервали часу. При цьому стають відомими ділянки ЕМГ сигналу, на яких мають бути присутні ознаки ОТ та стає можливим провести виділення цих ознак і, відповідно, оцінити наближене значення частоти ОТ та інтервал її існування.

Метою основного етапу є власне пошук часових інтервалів наявності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів, які реєструються в масштабі реального часу із того ж самого пацієнта, який намагається вимовляти довільні звуки та фрази в довільні моменти часу.

Для опрацювання ЕМГ сигналів доцільним є застосування методів спектрально-кореляційного аналізу стаціонарних випадкових процесів, а опрацювання сигналів проводити на інтервалах часу визначеної тривалості – в межах трансляцій ковзного вікна.

Підготовчий етап включає в себе наступні підетапи:

1) формування ковзного вікна заданої ширини, яке транслюється в часі по тестовій частині реєстрограми ЕМГ сигналу.

2) в межах кожної трансляції ковзного вікна проводиться оцінювання розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу $\hat{G}_\xi(f) = 2\int_{-\infty}^{\infty} R_\xi(\tau)\cdot e^{-i2\pi f\tau} d(\tau)$, де $\hat{R}_\xi(\tau) = \lim_{T\to\infty}\frac{1}{T}\int_0^T \xi(t)\cdot\xi(t+\tau)d(\tau)$ – оцінка автокореляційної функції;

3) оцінювання наявності максимума в розподілі спектральної густини потужності в діапазоні 80-210 Гц для ЕМГ, знятої з пацієнтів чоловічої статі, і в діапазоні 150-450 для ЕМГ, знятої з пацієнтів жіночої статі. Вказані діапазони частот відповідають діапазонам частоти ОТ для осіб різної статі, а частота розміщення першого максимума в оцінках розподілу спектральної густини потужності відповідає частоті ОТ (формантний аналіз);

4) оцінювання наближеного значення частоти ОТ;

5) оцінювання інтервалу існування частоти ОТ;

Основний етап включає в себе наступні підетапи:

1) формування ковзного вікна з уточненою шириною, яке транслюється в часі по основній реєстрограмі ЕМГ сигналу.

2) в межах кожної трансляції ковзного вікна проводиться оцінювання розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу (аналогічно, як і для підготовчого етапу);

3) усереднення оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу в інтервалі існування частоти ОТ;

4) формування критерію прийняття рішення про наявність ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів.

Для забезпечення можливості проведення підготовчого етапу опрацювання ЕМГ сигналу необхідним є обґрунтування вибору параметрів ковзного вікна.

2.5.2. Обґрунтування вибору параметрів ковзного вікна

Вибір параметрів ковзного вікна проведено на основі нейрохронаксичної (активної) теорії фонації Р.Юссона за результатами опрацювання ЕМГ сигналу. Основними параметрами ковзного вікна є його ширина та величина зсуву у часі. Вибір ширини вікна проводився на основі результатів чисельних експериментів, проведених Ф. Фабра, О. Сабуро, Ф. Гремі, А. Мулонге, Р. Юссоном та ін., що описані в працях [19,20].

В 1957-му році Ф. Фабр розробив метод, який давав можливість вивчати коливання голосових складок без безпосереднього спостереження за ними. Метод полягав в наступному: два електроди накладались на шию випробовуваного по обидві сторони крил щитовидного хряща; між електродами і, отже, через гортань та складки пропускався струм високої частоти (200 кГц). За допомогою осцилографа проводилось спостереження зміни форми електричного струму, що протікав через складки (рис. 2.10) [20].

Коли піддослідна особа вимовляла голосовий звук, то періодичні розкриття голосової щілини змінювали опір між електродами, що викликало в свою чергу періодичні рухи точки на екрані осцилографа. Ця точка викреслювала хвилеподібну криву, період якої відповідав періоду звукових коливань, тобто

періоду ОТ. Отримана крива дала графічне зображення руху голосових складок як функцію часу [20].

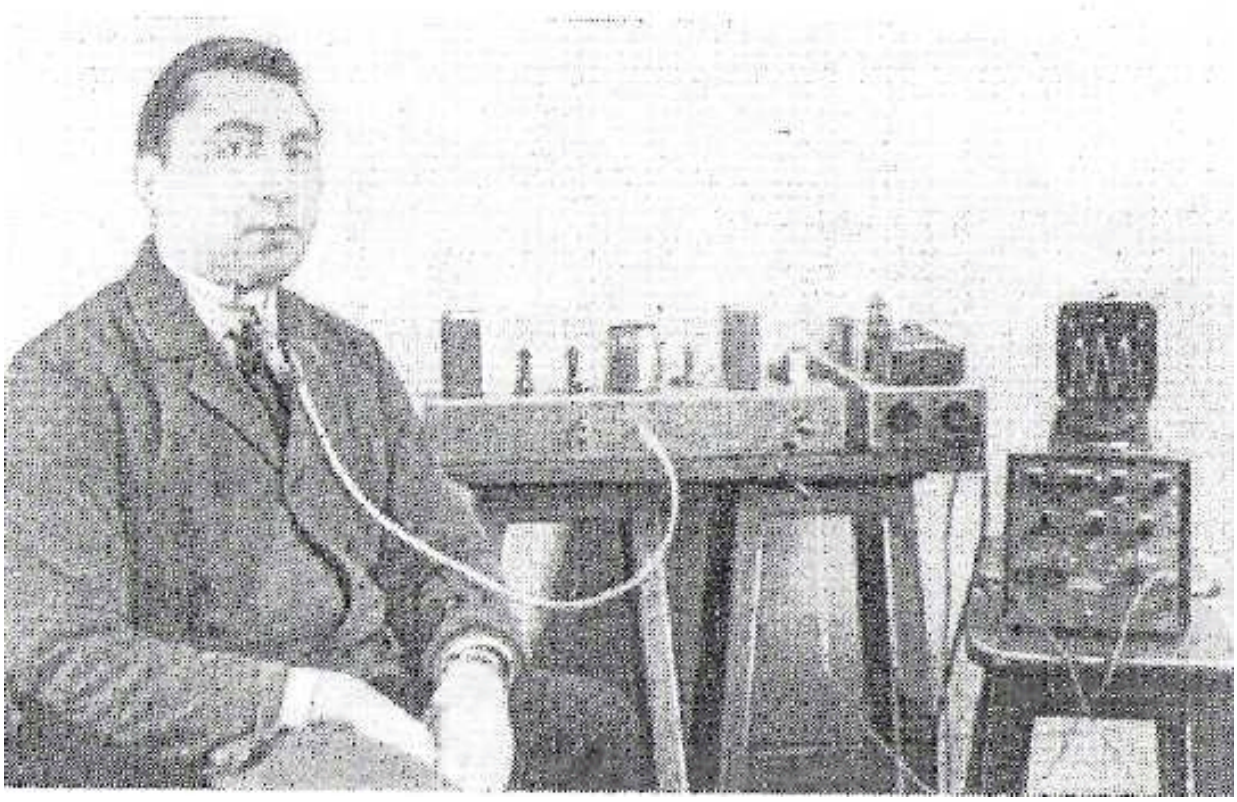


Рис. 2.10. Дослідження роботи голосових складок з допомогою методу Фабра [19]

У 1958 році О. Сабуро і Ф. Гремі за допомогою методу Ф. Фабра виявили коливання голосових складок без підзв’язкового тиску повітря. У своїх дослідах вони використовували двохпроменевий катодний осцилограф, що дозволяло одночасно реєструвати на фотоплівку коливання голосових складок (глотограму) і звукові коливання голосу піддослідної особи (фонограму). Було встановлено, що складки продовжували коливатися після закінчення геренування звуку або починали свої коливання, значно випереджаючи виникнення звуку (рис. 2.11). Це явище названо дисоціацією або роз'єднанням звукоутворення і коливань голосових складок [20]. Дисоціація наступала або після закінчення голосного звуку, або перед його початком. Вона спостерігалася також і в середині слова на глухих приголосних звуках.

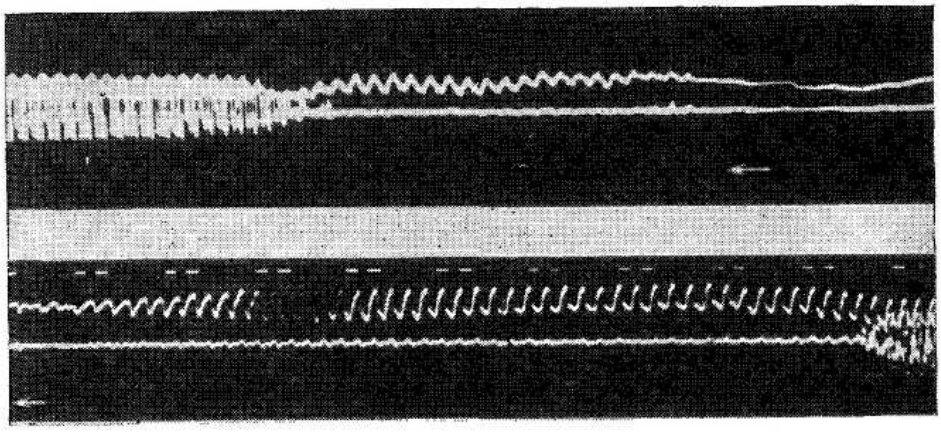


Рис. 2.11. Осцилограми, отримані О. Сабуро і Ф. Гремі.
Верхня крива – глотограма, нижня – фонограма. Складки починають коливатися до початку виникнення звуку і здійснюють близько 50 коливань після його припинення [19, 20]

Враховуючи наведений факт існування коливань голосових складок до та після процесу мовлення (приблизно 50 коливань) наявність ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів можна виявляти шляхом опрацюваня цих сигналів в межах ковзного вінка, ширина якого також буде рівною тривалості 50-ти періодів ОТ.

Для обчислення значення ширини вікна запропоновано вираз:

$$T_{вікно} = \frac{N}{f_{осн.тону}}, \tag{2.8}$$

де $T_{вікно}$ – ширина вікна; $f_{осн.тону}$ – частота ОТ; N – коефіцієнт, значення якого обґрунтовується результатами досліджень Р. Юссона, А. Мулонге, П. Лаже, відповідно до яких голосові складки роблять наближено 50 коливань до та після утворення голосових звуків. Відповідно прийнято N=50.

Від величини зсуву вікна у часі буде залежати точність Δ визначення часових моментів появи ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів. В найпростішому випадку ковзне вікно буде зсуватись на величину, що рівна ширині вікна. При цьому, ділянки ЕМГ сигналу, що виділені попереднім та наступним вікном, не

перекриватимуться, а точність встановлення часових моментів появи ознак ОТ буде рівною половині ширини вікна. Тобто, беручи до уваги вираз (2.8):

$$\Delta = \frac{1}{2} \cdot T_{вікно} = \frac{N}{2 \cdot f_{осн.тону}} .$$

Максимальна точність буде досягнута у випадку зсуву вікна на величину кроку дискретизації ЕМГ сигналів, однак при цьому отримані в результаті опрацювання таких сигналів в межах ковзного вікна інформативні ознаки будуть більш згладженими оскільки ознаки ОТ (за умови їх наявності) будуть проявлятись в групі вікон із різним степенем прояву в них.

2.5.3. Оцінювання наближеного значення та інтервалу існування частоти основного тону

Наближене значення частоти ОТ визначається із тестової частини ЕМГ сигналу шляхом оцінювання частот розміщення першого максимуму в оцінках розподілу спектральної густини потужності, що обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна, та усереднення значень цих частот.

Величина інтервалу існування частоти ОТ вибирається із припущення, що її значення для одного диктора в однакових умовах розподіляється за законом, який є близьким до нормального. Цей факт був підтверджений в працях [96-98]. Приклад густини розподілу ймовірності частоти ОТ для однієї особи представлений на рис. 2.12:

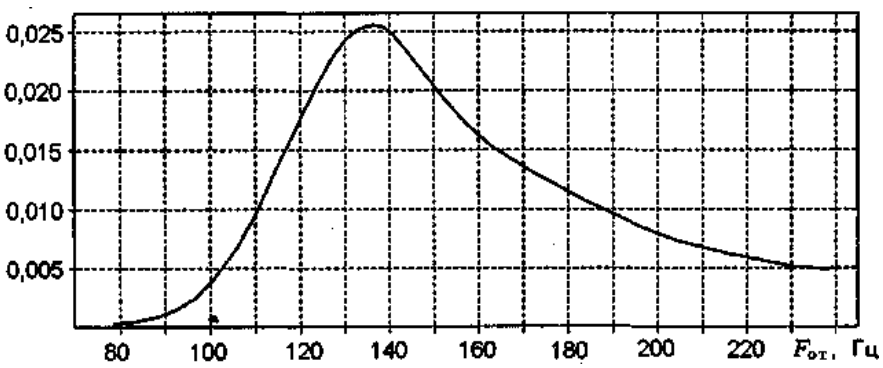


Рис. 2.12. Густина розподілу ймовірності частоти ОТ

Враховуючи це припущення величина інтервалу існування частоти ОТ може бути визначена за правилом 3σ [99], відповідно до якого із достовірністю 99 % або більше всі значення випадкової величини x (масив значень частоти ОТ), що розподілена за нормальним законом, знаходяться в межах інтервалу $[\bar{x}-3\sigma, \bar{x}+3\sigma]$. Але, усереднене значення вибірки має бути точно відомим. В цьому випадку отримаємо:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2} \tag{2.9}$$

$$\bar{x} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(x_i)$$

де σ – стандартне відхилення вибірки x значень частоти ОТ, x_i – i-тий елемент вибірки значень частоти ОТ, $\bar{x}$ – усереднене значення вибірки значень частоти ОТ; n – об’єм вибірки значень частоти ОТ.

При цьому, вибірка x має бути сформована експериментально із використанням формантного аналізу шляхом оцінювання частоти розміщення першого максимуму оцінок розподілу спектральної густини потужності із тестових ЕМГ сигналів, під час знімання яких пацієнт намагається вимовляти окремі голосні та приголосні вокалізовані звуки.

Стандартне відхилення є слушною оцінкою, тобто збігається за ймовірністю до оцінюваного параметра при збільшенні об'єму вибірки до ∞. Але, ця величина є зміщеною оцінкою. Зміщення зменшується при збільшенні об'єму вибірки, і при об’ємі вибірки більшезміщення не перевищуватиме 1 %. Тому для вибірок великого об’єму стандартне відхилення може бути прийнятним.

В нашому випадку значення величини $\bar{x}$ невідоме, а об’єм вибірки x експериментально визначених значень частоти ОТ може виявитись меншим 75,

тому шуканий інтервал оцінюється за правилом трьох s, де s – кореговане стандартне відхилення для вибірки, об'ємом $n \leq 50$.

Значення корегованого стандартного відхилення може бути обчислене за виразом [99]:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2}, \qquad (2.10)$$

де: s – кореговане стандартне відхилення; x_i – i-тий елемент вибірки значень частоти ОТ; $\bar{x}$ – математичне сподівання вибірки значень частоти ОТ; n – об'єм вибірки значень частоти ОТ.

2.6. Метод опрацювання електроенцефалографічних сигналів

Розроблено метод опрацювання ЕЕГ сигналів для виявлення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення шляхом виявлення ознак зміни мозкової активності при намаганні реалізації комунікативної функції. Метод включає в себе наступні етапи:

1) формування ковзного вікна заданої ширини, яке транслюється в часі по реєстрограмі ЕЕГ сигналу;

2) в межах кожної трансляції ковзного вікна проводиться оцінювання розподілу спектральної густини потужності ЕЕГ сигналу аналогічно як і для опрацювання ЕМГ сигналу;

3) проводиться усереднення оцінок розподілу спектральної густини потужності $m_\xi(\hat{G}_\xi(f))$;

4) на основі отриманих усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності проводиться формування критерію прийняття рішення про наявність ознак реалізації комунікативної функції людини. Як критерій пропонується

використати варіацію усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності $Var(m_{\xi}(\hat{G}_{\xi}(f)))$ з припущенням, що значення варіації цих оцінок для стану спокою значно відрізнятимуться для стану намагання реалізувати комунікативну функцію і не перекриватимуться.

Метод ґрунтується на обчисленні оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕЕГ сигналів, що зареєстровані у відведеннях в безпосередній близькості до мовних центрів головного мозку. Обчислення проводиться в межах ковзного вікна, ширина якого вибирається аналогічно як і для випадку опрацювання ЕМГ сигналів (див. п.п. 2.5.2, вираз (2.8)). Далі проводиться усереднення отриманих оцінок розподілу спектральної густини потужності в межах кожної трансляції ковзного вікна.

Запропонований метод також включає два етапи: підготовчий та основний. Метою підготовчого етапу є відбір ЕЕГ сигналів, коли пацієнт намагається подумки вимовляти визначені тестові звуки та слова у визначені інтервали часу. Шляхом набору тестової статистики та наступного її аналізу формуються діапазони числових значень усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності для ділянок ЕЕГ під час вимовляння подумки тестових звуків та слів і ділянок для стану спокою.

Під час основного етапу проводиться постійний відбір ЕЕГ сигналів та обчислення усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності в межах трансляцій ковзного вікна. За отриманими числовими значеннями цих оцінок обчислюються часові інтервали наявності чи відсутності ознак процесу мовлення (намагання вимовляння подумки довільних звуків чи слів або мовчання) за результатами попадання цих значень у відповідні діапазони числових значень цих оцінок, які були обчислені на підготовчому етапі.

Використавши два описані методи опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів можливою стає реалізація перших двох етапів запропонованого в першому розділі роботи способу компенсації порушеної комунікативної функції людини (рис. 1.7).

Для верифікації запропонованої математичної моделі та розроблених методів опрацювання необхідно провести обґрунтування плану експерименту і провести відбір ЕЕГ та ЕМГ сигналів у процесі реалізації комунікативної функції у здорових людей із обґрунтуванням можливості застосування цих методів у випадку відбору сигналів у людей із порушеною комунікативною функцією.

2.7. Висновки до розділу 2

Проведено аналіз можливості подання ЕЕГ та ЕМГ сигналів в рамках детерміністського підходу. Результати експериментальної верифікації моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів як детермінованої підтвердили її невідповідність досліджуваним сигналам. При опрацюванні ЕЕГ сигналів методами гармонічного аналізу детермінованих коливань встановлено, що оцінки амплітудних спектрів обчислені для вибірок однакового об’єму, взятих з реєстрограм ЕЕГ сигналів, є мінливими, крім того змінюється частотний склад сигналів. Для ЕМГ сигналів оцінки амплітудних спектрів в стані спокою також є мінливими, відповідно неможливо за цими оцінками встановити наявність ознак ОТ в структурі цих сигналів.

Проведено аналіз можливості подання ЕЕГ та ЕМГ сигналів у вигляді стаціонарного випадкового процесу, що передбачає незмінність їхніх ймовірнісних характеристик у часі. Однак, в структурі цих сигналів повинні проявлятись ознаки реалізації комунікативної функції, що, в свою чергу, призведе до зміни їхніх імовірнісних характеристик, а виявлення часових моментів появи цих ознак становить основу запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції. Зроблено висновок про неможливість подання ЕЕГ та ЕМГ сигналів у вигляді стаціонарного процесу.

Для обґрунтування математичної моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів висунуто припущення, що ділянки ЕЕГ та ЕМГ сигналів в стані спокою будуть стаціонарними, а ділянки ЕЕГ та ЕМГ сигналів при реалізації комунікативної функції будуть стаціонарними, але з відмінними від аналогічних ділянок для стану спокою параметрами (оцінки математичного сподівання, дисперсії тощо).

При цьому, як математичну модель ЕЕГ та ЕМГ сигналів обґрунтовано кусково стаціонарний випадковий процес.

Розроблено методи опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів на основі обґрунтованої математичної моделі, що полягають в застосуванні методів спектрально-кореляційного аналізу стаціонарних випадкових процесів та методу ковзного вікна.

Проведено обґрунтування параметрів ковзного вікна, а саме його ширини та величини зсуву, а також наближеного значення частоти ОТ та також інтервалу її існування для застосування розроблених методів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів.

РОЗДІЛ 3
ПЛАНУВАННЯ, ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ ТА ПОПЕРЕДНЄ ОПРАЦЮВАННЯ ДАНИХ

В розділі наведено матеріал, присвячений питанням відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів від суб'єктів, що знаходяться в стані спокою та стані реалізації комунікативної функції з метою пошуку інформативних ознак процесу мовлення. При цьому відбір проводився від фізіологічно здорових осіб для верифікації розроблених методів опрацювання з можливістю наступного їхнього застосування для задачі компенсації порушеної комунікативної функції у хворих осіб. Проведено обґрунтування вибору схеми накладання електродів і структурних елементів системи відбору електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів. Проведено попереднє опрацювання даних і встановлено наявність проявів ознак реалізації комунікативної функції в структурі відібраних електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів.

Проведено попереднє опрацювання даних з метою оцінювання присутності ознак процесу мовлення в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів. Наведено блок-схеми алґоритмів опрацювання таких біосигналів розробленими методами.

Основні положення цього розділу опубліковані в працях [106, 107, 110-114, 116, 117].

3.1. Планування проведення експериментальних досліджень

Було проведено планування проведення експерименту з відбору біосигналів [100,101]. Проведення експерименту включало такі етапи [100]:

- формулювання задачі. Було скоректовано задачу та зформульовано мету проведення експерименту;

- вибір факторів і рівнів. Було визначено незалежні змінні і фактори а також їхні значення, що досліджувалися в ході проведення експерименту;

- проведення експерименту з відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів;

- аналіз даних.

Дані, необхідні для виконання перших двох етапів проведення експерименту, були отримані і проаналізовані в розділах 1 та 2 роботи. На третьому етапі потрібно розробити схему проведення експерименту з відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів, що може в подальшому бути використана при розробленні технічної системи компенсації порушеної комунікативної функції людини. Також, портібно обґрунтувати характеристики технічних засобів, які будуть використані при проведенні експерименту.

Як зазначалось в першому розділі (п. 1.4), для задачі компенсації порушеної комунікативної функції запропоновано використати спосіб, який ґрунтується на паралельному відборі та опрацюванні двох груп біосигналів, а саме: ЕМГ сигналів, що відібрані з поверхні шиї поблизу голосових складок; та ЕЕГ сигналів, що локалізовано відібрані з ділянок поверхні голови пацієнта, які розташовані в безпосередній близькості до мовних центрів головного мозку, а саме центру Верніке, Брока та асоціативного центру. При цьому важливим є експериментальне підтвердження припущення, що в структурі сигналів саме у цих відведеннях буде міститись інформація про намагання пацієнтом реалізації комунікативної функції.

Для виключення можливості взаємного впливу проведено окремо відбір ЕЕГ сигналів та окремо відбір ЕМГ сигналів.

3.2. Експериментальний відбір електроенцефалографічних сигналів

В ході проведення експериментальних досліджень для відбору ЕЕГ сигналів застосовано 16-ти канальний електроенцефалограф Нейроком, ХАІ Медика. Свідоцтво про повірку наведено в Додатку В1. Його основними технічними характеристиками є наступні [64]:

- діапазон амплітудних значень вхідних сигналів – 1 - 12 000 мкВ;

- подавлення синфазної завади – понад 120 дБ;

- смуга пропускання – 0,15 - 100 Гц;
- частота дискретизації – 500 Гц;
- розрядність – 24 біт;
- діюче значення шуму – менше 0,5 мкВ.

Зовнішній вигляд електроенцефалографа Нейроком (ХАІ Медіка) та електродів для відбору ЕЕГ сигналів наведено на рис. 3.1.

Рис. 3.1. Зовнішній вигляд електроенцефалографа Нейроком (ХАІ Медіка) та електродів

Для відбору ЕЕГ сигналів використано загальноприйняту стандартну схему накладання електродів «10-20%», яка рекомендована Міжнародною федерацією електроенцефалографії та клінічної нейрофізіології [101-105]. Ця схема визначає місця розміщення електродів на поверхні голови пацієнта в залежності від кількості відведень та анатомічних розмірів черепної коробки пацієнта. При цьому використовується дві умовні основні лінії [105]: одна є поздовжньою лінією, що проходить через перенісся і потиличний бугор, інша є поперечною лінією, що проходить умовно через вушні канали, а також через поздовжню вісь по її середині.

Такі дві лінії розбиваються на ділянки, довжини яких вимірюються у відсотковому співвідношенні до довжин поздовжньої та поперечної ліній [105]. Крайні електроди розташовуються на відстані 10% довжини цієї лінії від вихідних точок, а інші знаходяться один від одного на відстані 20% довжини відповідної осі [105]. Рядами від цих електродів розташовуються всі інші електроди [105] (рис. 3.2).

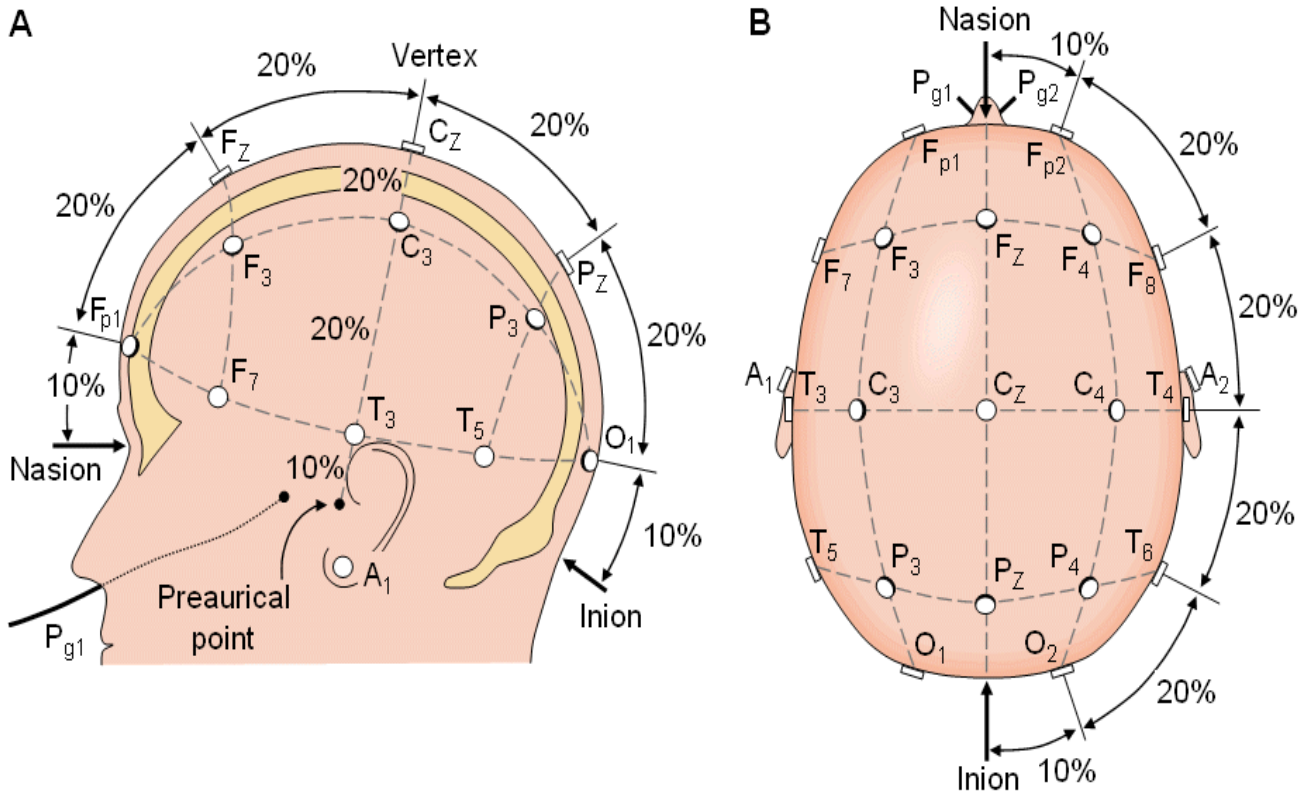


Рис. 3.2. Схема стандартних положень електродів за системою 10-20%

На голові виділяють вісім областей [105]: лобовий полюс (Fp), лобову (F), центральну (C), тім'яну (P), потиличну (O), височну (T), базальну і мозочкову (Cb) області. Під вушним електродом (A) часто розуміють електрод нижньї частини скроневої області [105]. Також він може застосовуватись для для відведення потенціалів з глибини скроневої області [105]. Для позначення розміщення електродів на середній лінії використовують літери Fp, F, C і т.д. Для позначення розміщення електродів бокових положень використовують ті ж самі літери, але з непарними індексами для лівої сторони відведень (наприклад T3) та з парними індексами для правої сторони відведень (наприклад T4).

В ході ЕЕГ досліджень проводиться запис електроенцефалограми, що являє собою ансамбль реалізацій ЕЕГ сигналів, які відібрані з усіх відведень, що передбачені технічним засобом відбору – електроенцефалографом. Дуже часто під поняттям «ЕЕГ сигнал» розуміють саме ансамбль реалізацій окремих сигналів, що зареєстровані з усіх накладених на поверхню голови електродів. При аналізі ж такого ЕЕГ сигналу конкретизують окремі складові ЕЕГ сигнали (наприклад, кажуть «ЕЕГ сигнал у відведенні Т3»). В нашому випадку під ЕЕГ сигналом розуміється ансамбль реалізацій окремих ЕЕГ сигналів, що відібрані із 16-ти можливих відведень.

В процесі експериментальних досліджень було проведено відбір та аналіз 6-ти реалізацій ЕЕГ сигналу (по 16 складових ЕЕГ сигналів у кожній реалізації) з допомогою описаного електроенцефалографа Нейроком (рис. 3.2).

Для забезпечення однорідності статистичного матеріалу запис ЕЕГ проводився в однакових умовах, з одної і тієї ж особи в положенні сидячи із заплющеними очима. Сам процес запису ЕЕГ наведено на рис. 3.3.

Рис. 3.3. Процес відбору ЕЕГ сигналів

В процесі запису проводився відбір 16-ти сигналів від відповідних відведень електроенцефалографа в монополярному режимі із застосуванням системи накладання електродів «10-20%». Тривалість запису становила 2 хв. При цьому, піддослідній особі пропонувалось протягом першої хвилини запису

намагатись не думати ні про що, а протягом другої хвилини – інтенсивно «подумки» повторювати слово «вверх».

На рис. 3.4 та рис. 3.5 наведено вигляд реєстрограм ЕЕГ сигналу в 16-ти відведеннях (тип відведення позначено над відповідним рисунком), що були відібрані описаним вище способом.

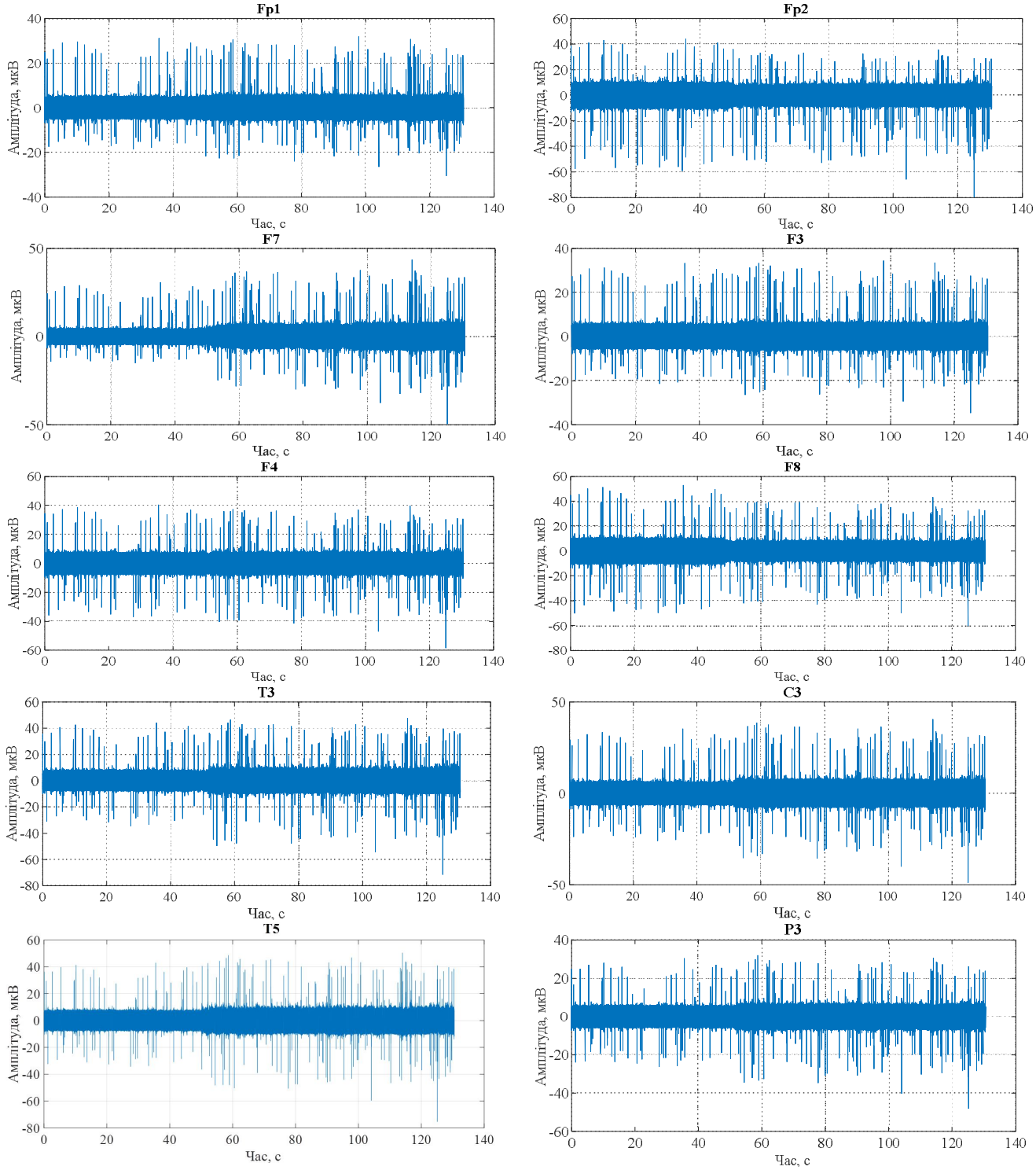


Рис. 3.4. Реєстрограми ЕЕГ сигналу в окремих відведеннях із вказанням типу відведення

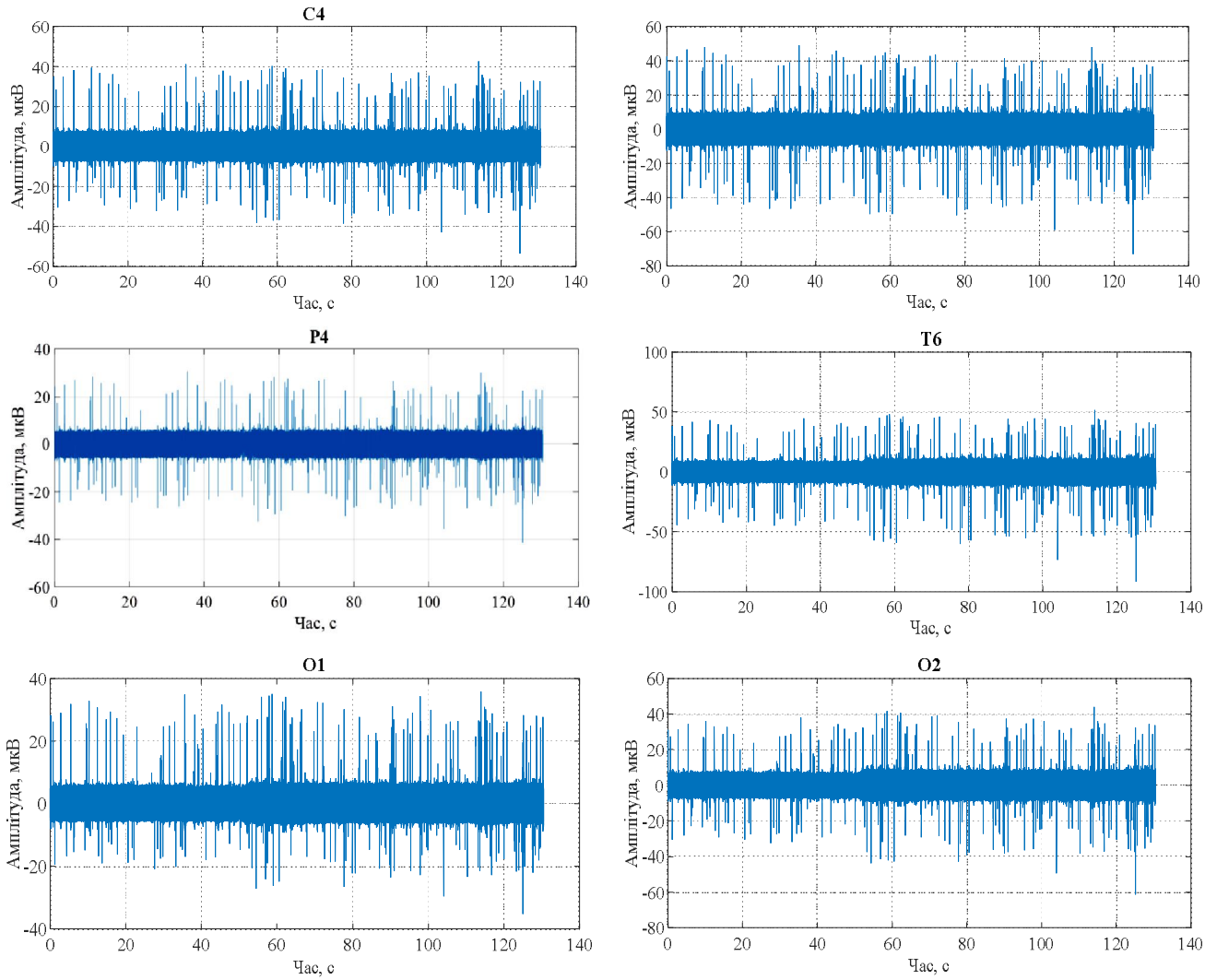


Рис. 3.5. Реєстрограми ЕЕГ сигналу в окремих відведеннях із вказанням типу відведення

В результаті візуального оцінювання та наступного опрацювання відібраних ЕЕГ було помічено, що в структурі тих сигналів ЕЕГ, котрі відібрані з відведень, які були розміщені в безпосередній близькості до мовних центрів головного мозку (центр Брока, Верніке та асоціативний центр), спостерігається зміна амплітуди ЕЕГ – її зростання на ділянці, що характеризує другу хвилину запису, в порівнянні із ділянкою, що характеризує першу хвилину запису [106, 107]. Це пояснено зміною активності в процесі вимовляння «подумки» слова «вверх» мозкових центрів, які розміщені анатомічно близько до відповідних електродів відведень. Нижче наведено приклад таких сигналів (рис. 3.6, а, б) та сигналів із відсутністю візуальних змін (рис. 3.6, в, г).

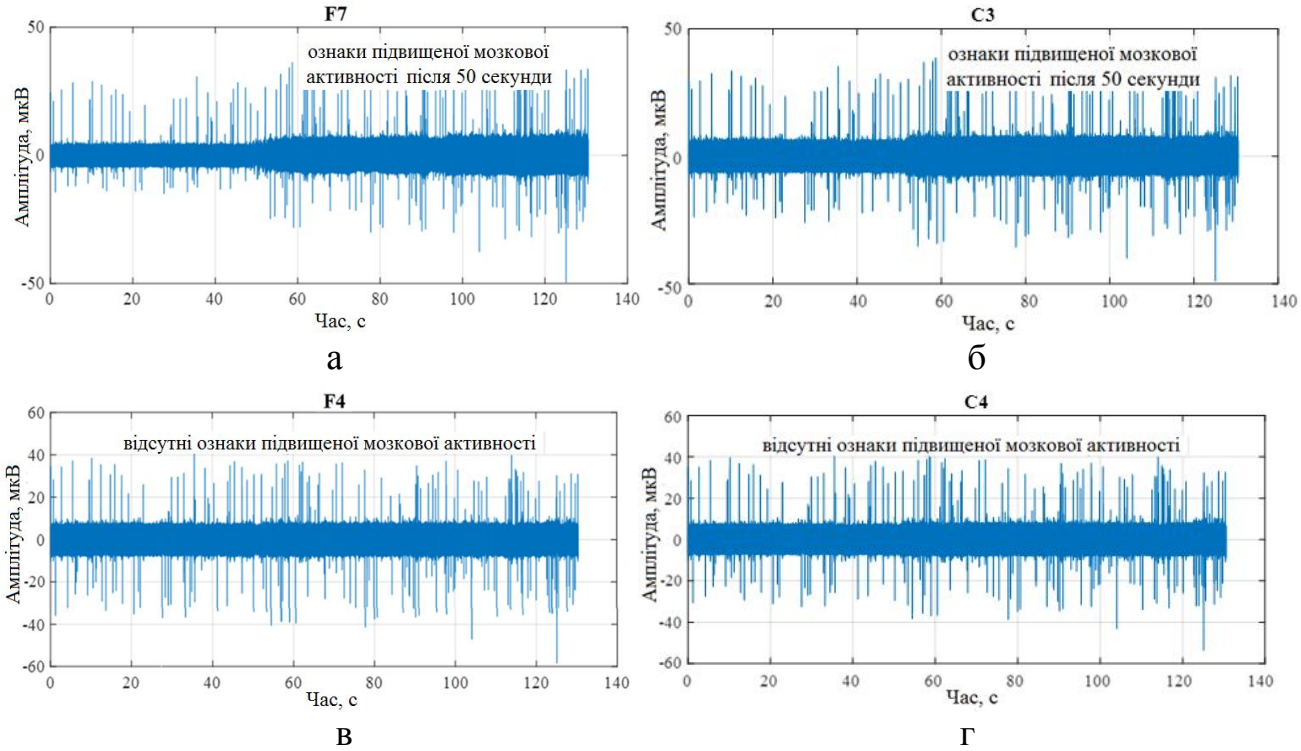


Рис. 3.6. Приклад відібраних ЕЕГ сигналів із ознаками зміни мозкової активності (а, б) та без таких ознак (в, г)

В процесі візуального оцінювання графічних відображень записаних ЕЕГ з окремих каналів було помічено, що з усіх 16-ти відведень виділяється декілька, на ЕЕГ з яких чітко розрізняється стан зміни мозкової активності під час вимовляння «подумки» тестових слів [106, 107]. На рис. 3.7 наведено зовнішній вигляд електроенцефалографа Нейроком із позначенням відведень. Чорними кругами відмічено ті відведення, на ЕЕГ сигналах, що відібрані з цих відведень в першої особи, було візуально помітно стан зміни мозкової активності [106].

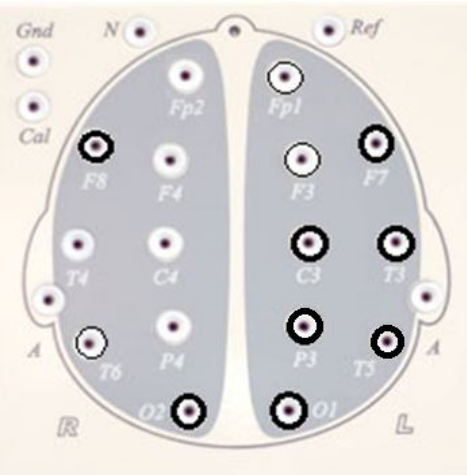


Рис. 3.7. Схема накладання електродів апарату Нейроком

При повторному проведенні експерименту на інших особах отримано подібні результати. Приклади реєстрограм ЕЕГ сигналів, що відібрані від іншої особи, наведено на рис. 3.8 та рис. 3.9.

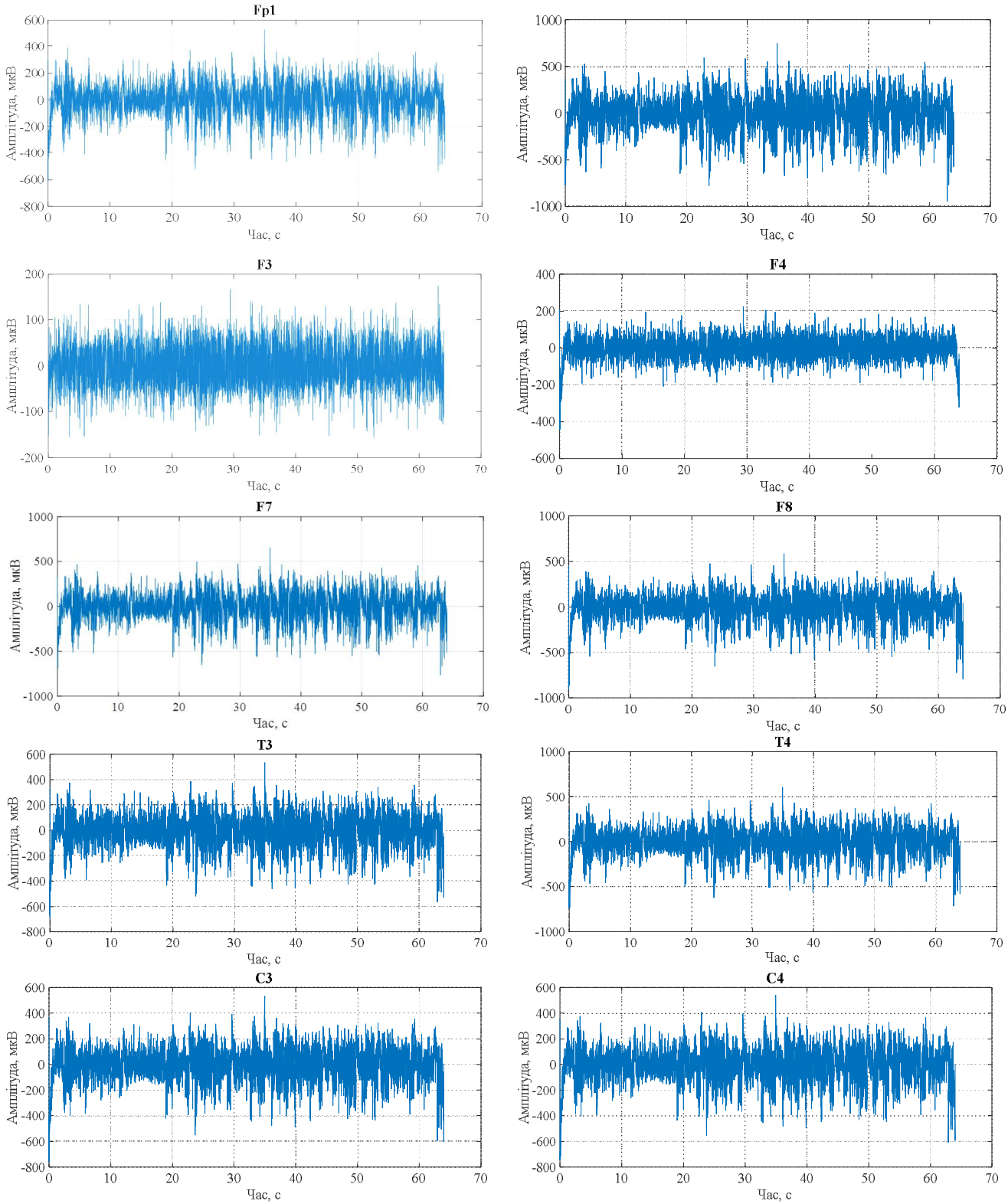


Рис. 3.8. Реєстрограми ЕЕГ сигналу із вказанням типу відведення

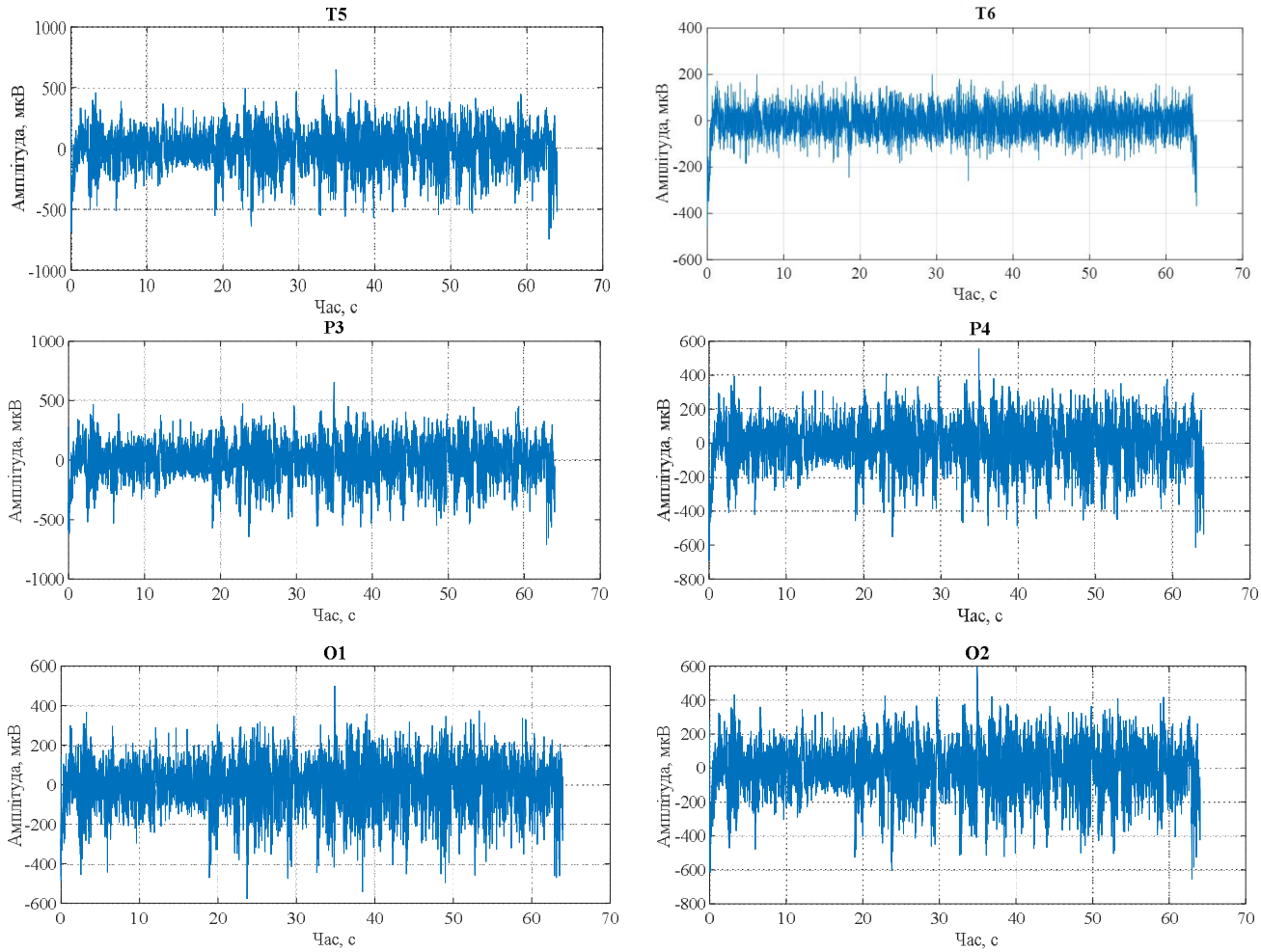


Рис. 3.9. Реєстрограми ЕЕГ сигналу із вказанням типу відведення

Як і передбачалось, зміна мозкової активності чітко спостерігається в структурі ЕЕГ сигналів, що відібрані з відведень, які розміщені в безпосередній близькості до мовних центрів головного мозку – центра Верніке, центра Брока та асоціативного центра (відведення F7, C3 та P3). Також зміна помічена на сигналах, що відібрані з деяких інших відведень (наприклад O1, T5 та T3). В різних піддослідних осіб зміна проявлялась в сигналах з багатьох відведень. Це пояснено тим, що зміна мозкової активності буде проявлятись і на сусідніх відведеннях. А зміна активності у відведеннях O2 та F8 пояснена симетричністю схеми накладання електродів на лівій та правій стороні поверхні голови. Але спільними залишились відведення F7, C3 та P3, сигнали з яких і використано для наступного аналізу. Відповідно замість стандартної схеми «10-20%» для реалізації першого етапу запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної

функції людини, що описаний в пункті 1.4, пропонується накладати електроди поблизу описаних вище мовних центрів.

Враховуючи значну кількість незадіяних в процесі відбору ЕЕГ сигналів електродів електроенцефалографа і подібність за структурою ЕЕГ та ЕМГ сигналів [9] перспективним стає відбір цих сигналів із використанням одного електроенцефалографа.

3.3. Спосіб одночасного відбору електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів

Варіант схеми накладання електродів при одночасному відборі ЕЕГ та ЕМГ сигналів за допомогою одного електроенцефалографа наведено на рис. 3.10. На цьому рисунку позначено відведення для випадку застосування 16-ти канального електроенцефалографа Нейроком.

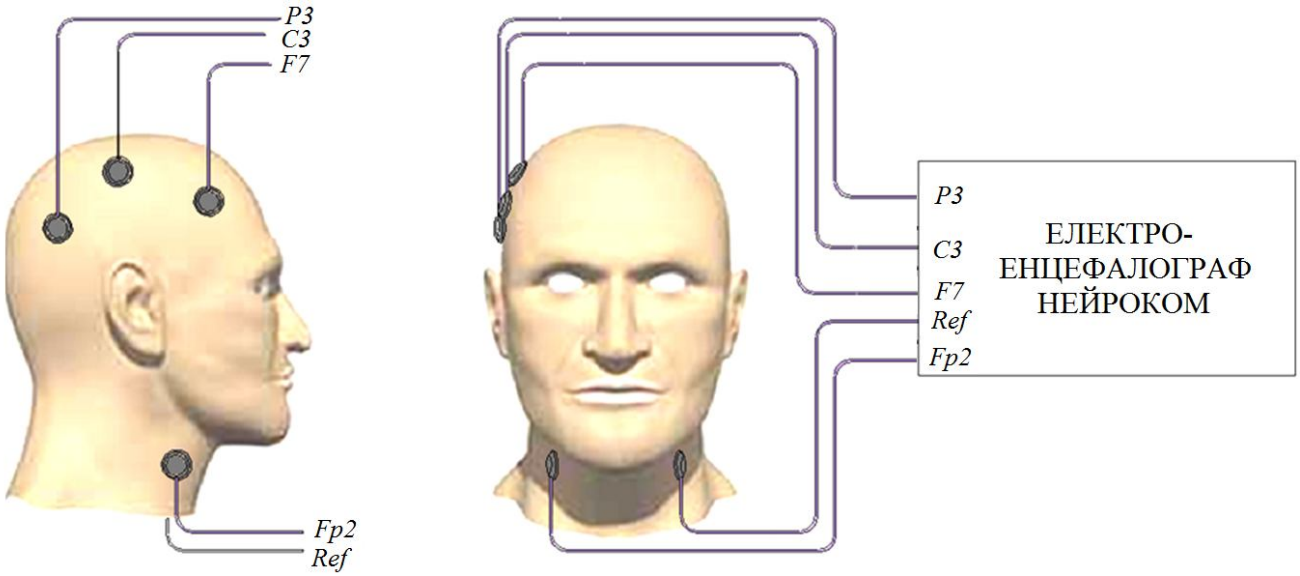


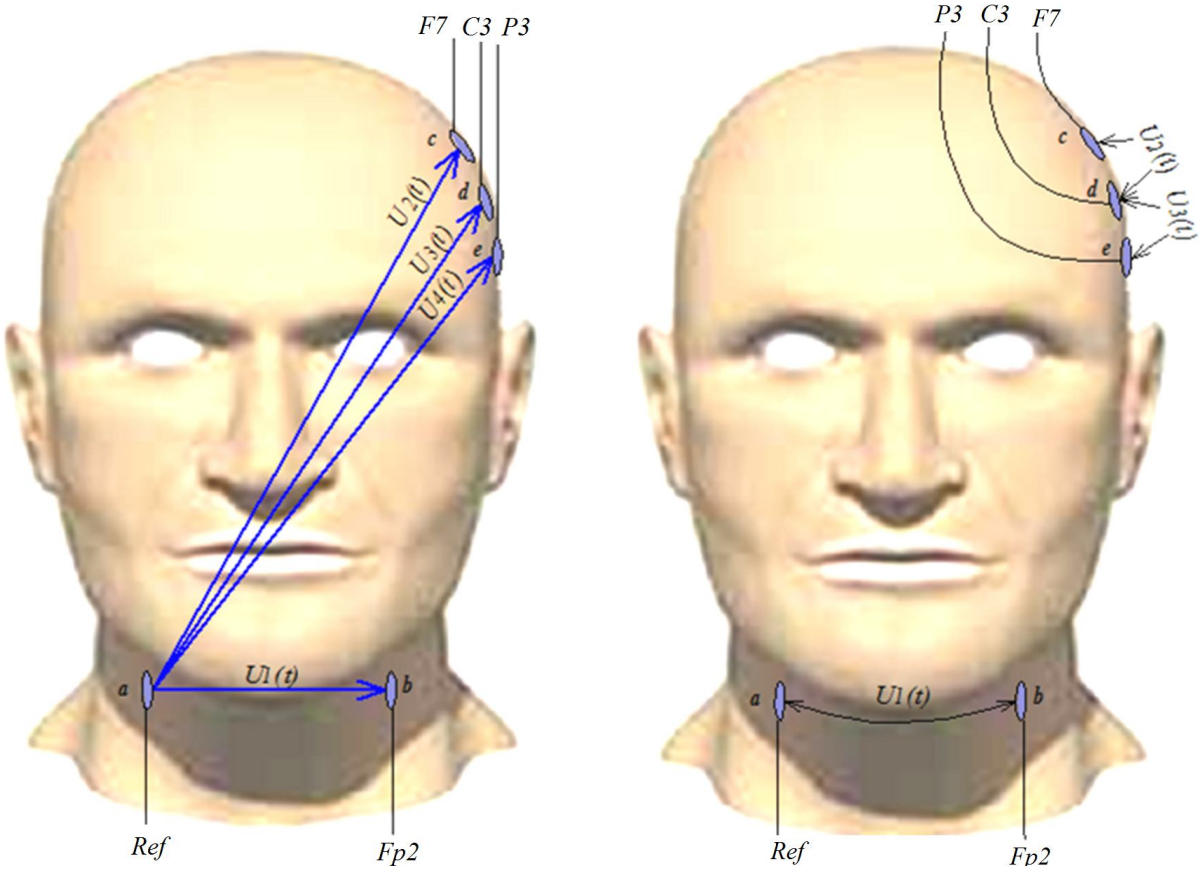
Рис. 3.10. Спосіб накладання електродів при відборі ЕЕГ та ЕМГ сигналів за допомогою одного електроенцефалографа

При такому способі накладання електродів можливими є дві основні схеми вимірювання біопотенціалів, які можна реалізувати на одному електроенцефалографі: монополярна та біполярна [64]. Умовно вони наведені на рис. 3.11. Зонами *a*, *b*, *c*, *d* та *e* показано області накладання електродів.

Величинами *U1(t)*, *U2(t)*, *U3(t)* та *U4(t)* позначено сигнали, що являтимуть собою різниці потенціалів між областями накладання електродів.

На рис. 3.11, а, зображена схема монополярного режиму відбору. Власне відбір ЕМГ сигналів проводиться відносно спільного електрода *Ref* і електрода *Fp2* – сигнал *U1(t)*. Відбір ЕЕГ сигналів проводиться відносно спільного електрода *Ref* та електродів *C3, F7* і *P3* – сигнали *U2(t)*, *U3(t)* та *U4(t)*.

На рис. 3.11, б, зображена схема біполярного режиму відбору. У цьому випадку відбір ЕМГ сигналу проводився між парами електродів *Ref* і *Fp2* – сигнал *U1(t).* Відбір ЕЕГ сигналу проводився між парами електродів *C3* і *F7* (ЕЕГ сигнал, що характеризуватиме електропотенціальну активність центру Брока відносно асоціативного центру) – сигнал *U2(t)*, та парами електродів *F7* і *P3* (ЕЕГ сигнал, що характеризуватиме електропотенціальну активність центру Верніке відносно асоціативного центру відповідно).



а) б)

Рис. 3.11. Схеми вимірювання біопотенціалів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції: а) – монополярна; б) – біполярна.

Проаналізовано можливості, що їх дає застосування монополярної та біполярної схеми відведень для наступного опрацювання ЕЕГ сигналів. Як зазначено в праці [64], у випадку монополярної схеми відведень ЕЕГ являє собою сумарну активність великого об’єму мозкової тканити в області робочих електродів. У випадку ж біполярних відведень неможливо судити про форму коливань під кожним з електродів, оскільки під кожним із них відбувається зміна потенціалу. Однак, аналіз ЕЕГ, що зареєстрована від декількох пар електродів у різних комбінаціях дає можливість встановити локалізацію джерел потенціалів, що є складовими складної сумарної кривої, яка отримана при біполярному відведенні [64]. Оскільки ділянки встановлення електродів при відборі ЕЕГ сигналів були обґрунтовані в попередньому пункті цього розділу а також було показано інформативність ЕЕГ сигналів у цих відведеннях, в наступних дослідженнях використано монополярну схему відведень при відборі ЕЕГ у відведеннях F7, C3 та P3.

При відборі ЕМГ сигналів на рис. 3.11 зображено місця накладання електродів на поверхні шиї із різних її сторін для забезпечення найбільшої відстані між цими електродами для отримання відповідно найбільшої різниці потенціалів ЕМГ сигналу. Однак, проаналізувавши анатомічну будову артикуляційного апарату встановлено, що іннервація голосових складок здійснюється через блукаючий нерв, зокрема зворотний гортанний нерв, який ділиться на лівий та правий гортанні нерви, котрі і іннервують м’язи гортані [108]. Тому висунуто припущення про можливість відбору ЕМГ сигналів із однієї сторони поверхні шиї. Оскільки іннервація голосових складок може проводитись як лівим так і правим гортанним нервом, запропоновано накладати ЕМГ електроди на правій та лівій стороні поверхні шиї із відстанню між електродами 20 мм (відповідно до рекомендацій [109]).

На рис. 3.12 наведено спосіб такого накладання електродів. Електрод *N* використовується для відбору ЕМГ сигналів як з лівої так і з правої сторони шиї та являє собою спільний заземляючий електрод. Можливим є випадок, коли

електрод *N* розміщується під нижньою щелепою рівновіддалено від електродів *Fp1* та *Fp2*.

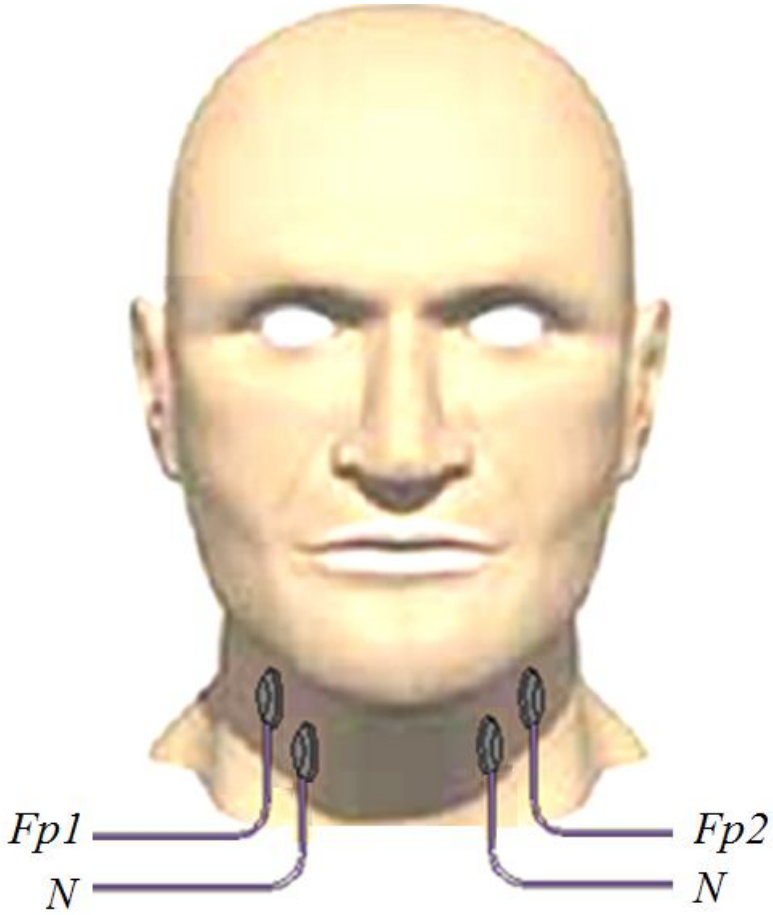
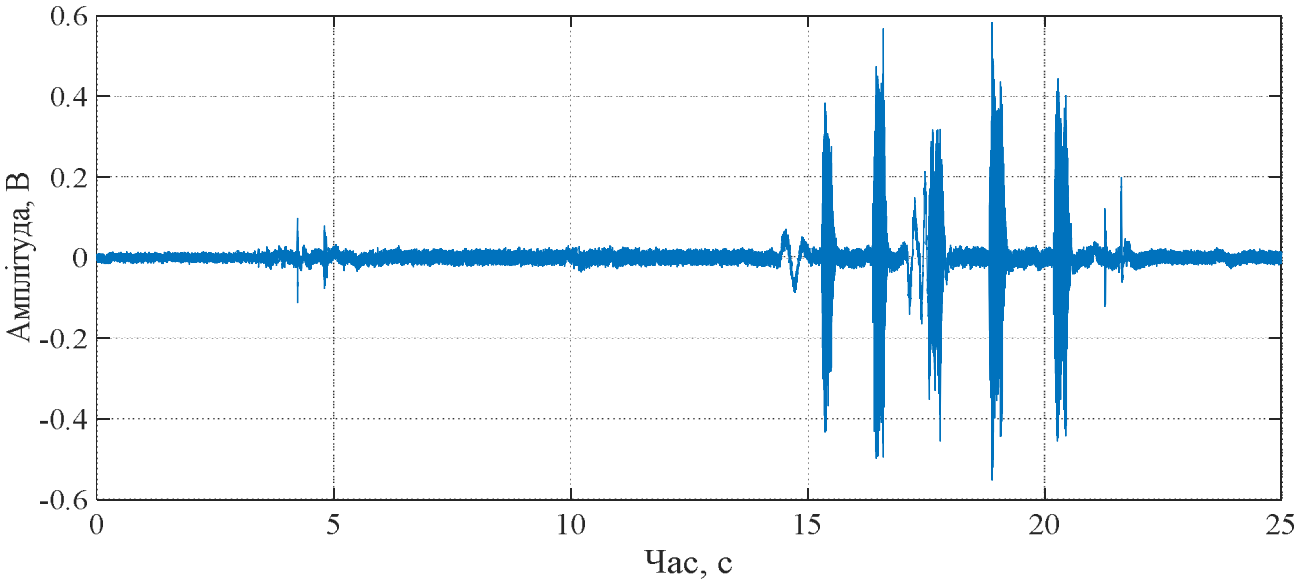


Рис. 3.12. Спосіб накладання електродів при відборі ЕМГ сигналів з лівої та правої сторонни шиї

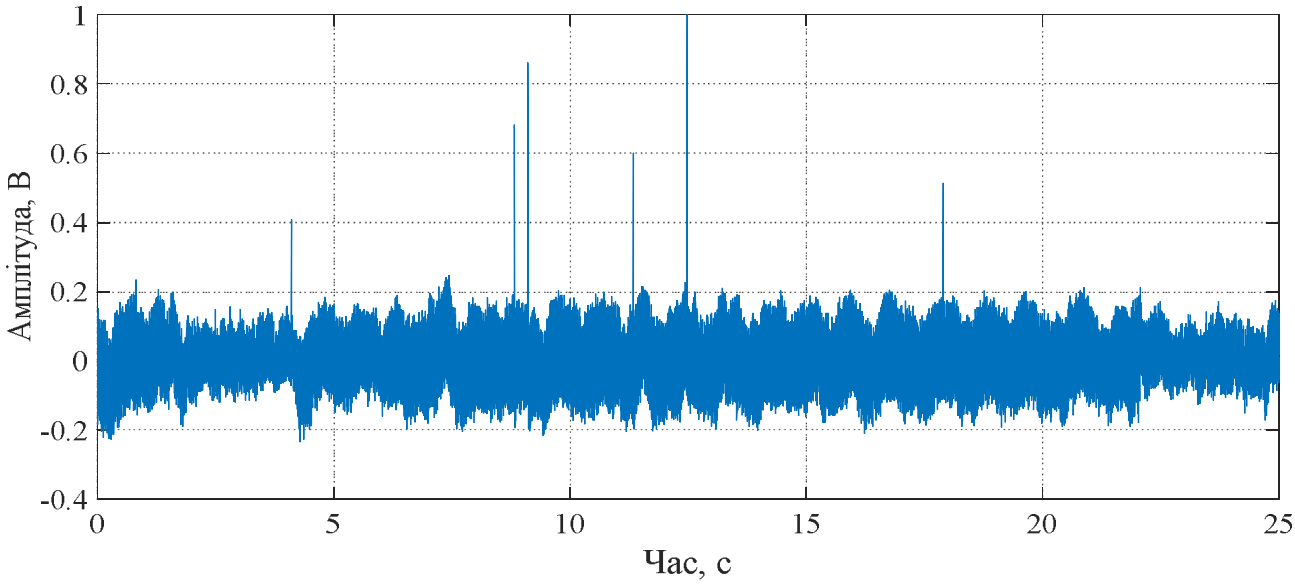
В ході експериментальних досліджень для підтвердження обґрунтованого способу накладання електродів відбір ЕМГ сигналів проводився від фізіологічно здорових осіб. В процесі відбору проводилась реєстрація ЕМГ сигналу з використанням відповідних відведено енцефалографа Нейроком (рис.3.12) та голосового сигналу із використанням комп'ютерного мікрофона. Реєстрація ЕМГ сигналу проводилась окремо з правої та лівої сторони шиї. Голосовий сигнал є необхідний для того, щоб можна було точно знати ділянки ЕМГ сигналу, на яких повинні проявлятись ознаки реалізації комунікативної функції людини при вимовлянні голосних та приголосних вокалізованих звуків. Реєстрація ЕЕГ не

проводилась, оскільки схема накладання електродів при відборі цих сигналів була обґрунтована в попередньому пункті.

На рис. 3.13 наведено приклад отриманих реєстрограм голосового сигналу та ЕМГ сигналу правої сторони поверхні шиї, а на рис. 3.14 – такі ж сигнали, що відібрані з лівої сторони поверхні шиї. Для усіх сигналів проведено нормалізацію їх по амплітуді.

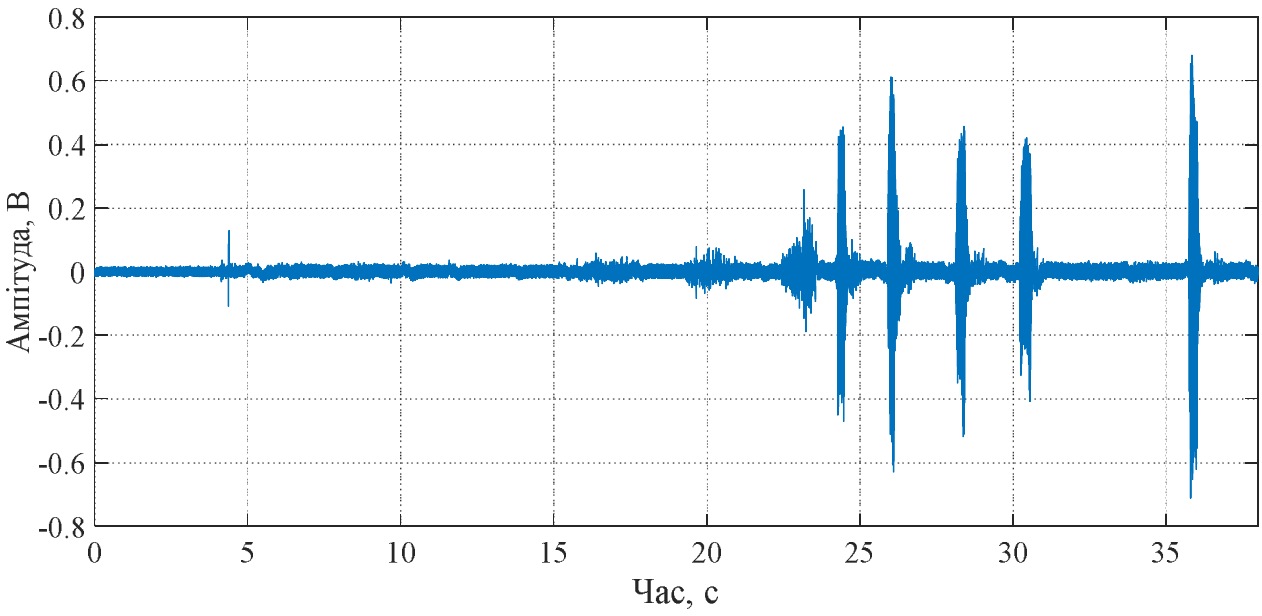


а)

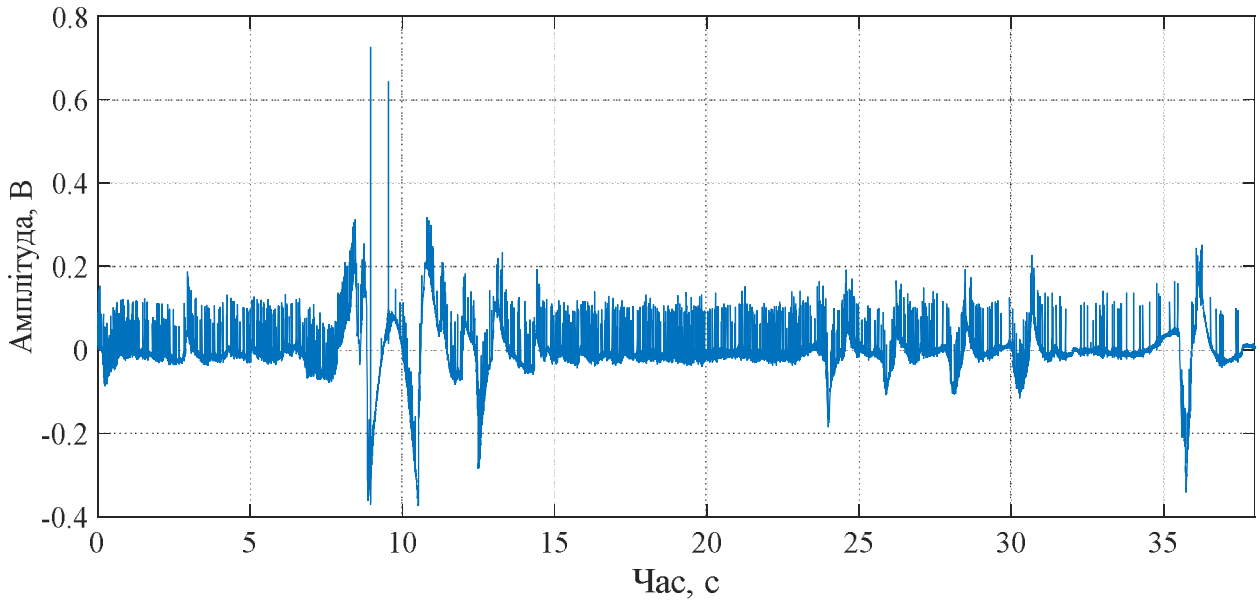


б)

Рис. 3.13 Приклад реєстрограм паралельно відібраних голосового сигналу (а) та ЕМГ сигналу (б) з правої сторони поверхні шиї



а)



б)

Рис. 3.14 Приклад реєстрограм голосового сигналу (а) та ЕМГ сигналу (б) лівої частини поверхні шиї

Провівши візуальний аналіз ЕМГ сигналів правої та лівої сторони поверхні шиї помічено, що на реєстрограмі ЕМГ сигналу з лівої сторони поверхні шиї проявляються певні збільшення амплітуди сигналу, що додатково наведені на рис. 3.15. Перше з них спричинене ковтальним рухом піддослідної особи та є

артефактом, наступні п’ять виникли при вимовлянні особою голосного звуку [а] з різною інтенсивністю вимови. Цей тип звуку вибрано виходячи з того, що при його творенні не виконується додаткових рухів органів артикуляційного апарату окрім голосових складок на відміну від приголосних вокалізованих, при творенні яких окрім голосових складок відбуваються активні рухи язика, губ тощо, що може проявлятись у вигляді артефактів на реєстрограмі ЕМГ та бути невірно інтерпретовано.

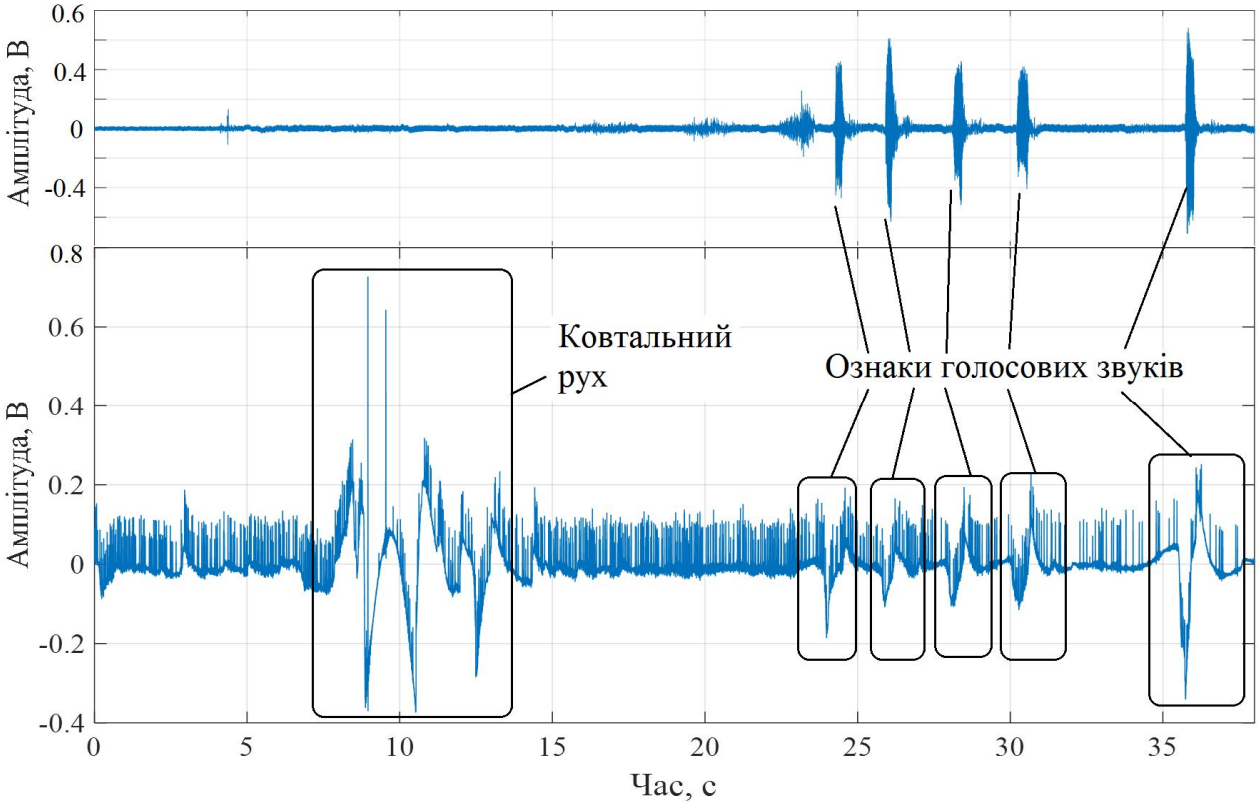


Рис. 3.15. Ознаки голосових звуків (верхній графік) у структурі ЕМГ сигналу (нижній графік) та артефакт ковтального руху

При відборі в описаний спосіб ЕМГ сигналів з лівої поверхні шиї іншої особи також помічено ознаки голосових сигналів в їхній структурі (рис. 3.16).

Візуальних змін на реєстрограмі ЕМГ сигналу правої частини шиї піддослідних осіб не помічено.

Відповідно, на реєстрограмі ЕМГ сигналу лівої частини шиї проявляються ознаки реалізації комунікативної функції. Однак, відповідно до висунутого в другому розділі (п. 2.1) припущення, в структурі таких сигналів мають

проявлятись ознаки ОТ при вимовлянні голосних та приголосних вокалізованих звуків. На реєстрограмі ЕМГ сигналу (рис. 3.14, б) таких ознак не помічено. Це пояснено тим, що верхня гранична частота енцефалографа Нейроком становить 100 Гц [64], а значення частоти ОТ можуть знаходитись в частотному діапазоні 80-450 Гц [60,61]. Відповідно на реєстрограмі ЕМГ сигналу буде проявлятись частина огинаючої складової прояву ОТ після низькочастотної фільтрації електроенцефалографом Нейроком (що можна побачити на рис. 3.15 та рис. 3.16).

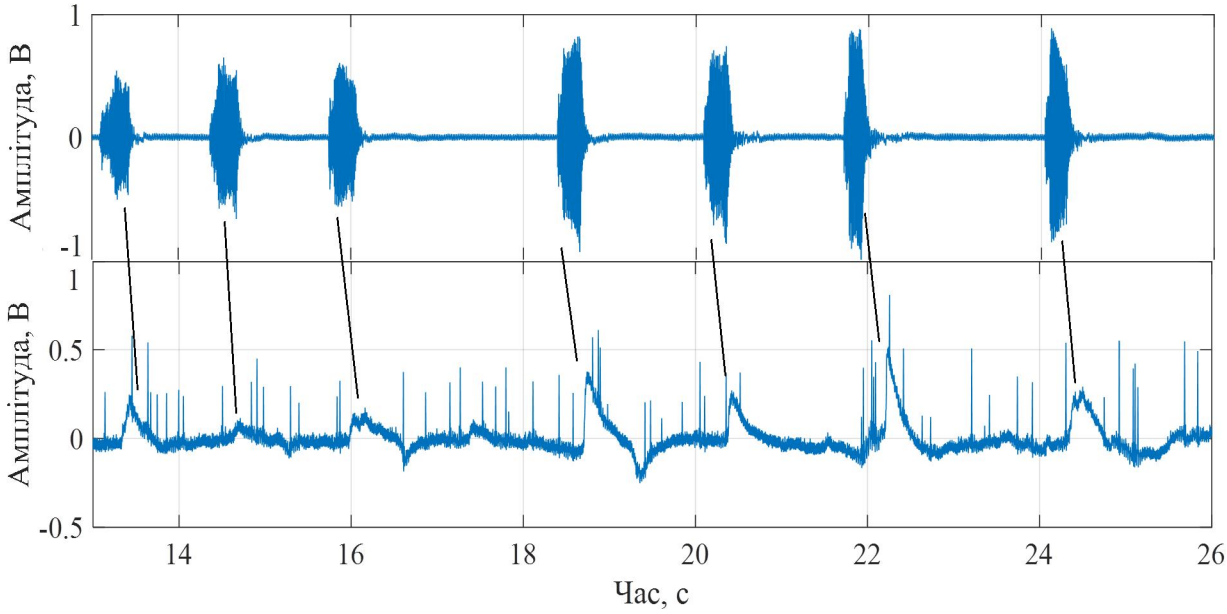


Рис. 3.16. Приклад реєстрограм голосового сигналу (верхній графік) та ЕМГ сигналу (нижній графік) лівої частини поверхні шиї іншої особи

Тому, застосування для відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів одного електроенцефалографа можливе лише у випадку розширення частотної смуги пропускання вхідних сигналів. Це, в свою чергу, призведе до необхідності підвищення частоти дискретизації вхідних сигналів. У випадку застосування стандартного електроенцефалографа, завдання розширення смуги частот пропускання та підвищення частоти дискретизації стає технічно складним.

Тому запропоновано структуру системи відбору та попереднього опрацювання біосигналів, що наведена на рис. 3.17 [112-114]. Літерами А, В та С позначено ділянки накладання електродів для відбору ЕЕГ сигналів поблизу

мовних центрів, літерами D, E – ділянки накладання електродів для відбору ЕМГ сигналів з поверхні шиї поблизу голосових складок.

Рис. 3.17. Структура системи відбору та опрацювання біосигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини

Обидві групи сигналів надходять на незалежні блоки попереднього підсилення, режекторної фільтрації складових сигналів на частоті 50 Гц та блоки підсилення. Після оцифрування ці сигнали надходять на обчислювальний пристрій, який власне і виконує опрацювання та формування кодової послідовності, що складається з чергування ділянок, які відповідають голосним, приголосним вокалізованим та нелокалізованим звукам мови.

Для забезпечення однорідності та достовірності результатів опрацювання відібраних біосигналів з допомогою обґрунтованої системи (рис. 3.17) необхідною є метрологічна повірка та сертифікація запропонованої системи. Тому, для відбору ЕЕГ сигналів застосовувався електроенцефалограф Нейроком, а для відбору ЕМГ сигналів було практично реалізовано один канал підсилення біопотенціалів електроенцефалографа Нейроком із розширенням смуги його пропускання до значення 1 кГц.

В ході експериментальних досліджень, щоб достеменно знати ділянки ЕМГ сигналу, на яких повинні проявлятись ознаки ОТ паралельно із відбором ЕМГ сигналів також проводився відбір голосових сигналів. При цьому піддослідна особа вголос промовляла голосні та приголосні вокалізовані звуки. Маючи голосовий сигнал можна виділити часові інтервали наявності ОТ і на цих часових інтервалах проводити пошук ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів. У випадку ж проведення компенсації порушеної комунікативної функції у хворих людей проводитиметься відбір виключно ЕЕГ та ЕМГ сигналів із наступним застосуванням описаних в попередньому розділі методів їхнього опрацювання.

3.4. Експериментальний відбір електроміографічних та голосових сигналів

В структурі системи відбору біосигналів (рис. 3.17) додатково було введено канал відбору голосових сигналів з допомогою мікрофона *M*. Функціональна схема блоку відбору голосових та ЕМГ сигналів наведена на рис. 3.18.

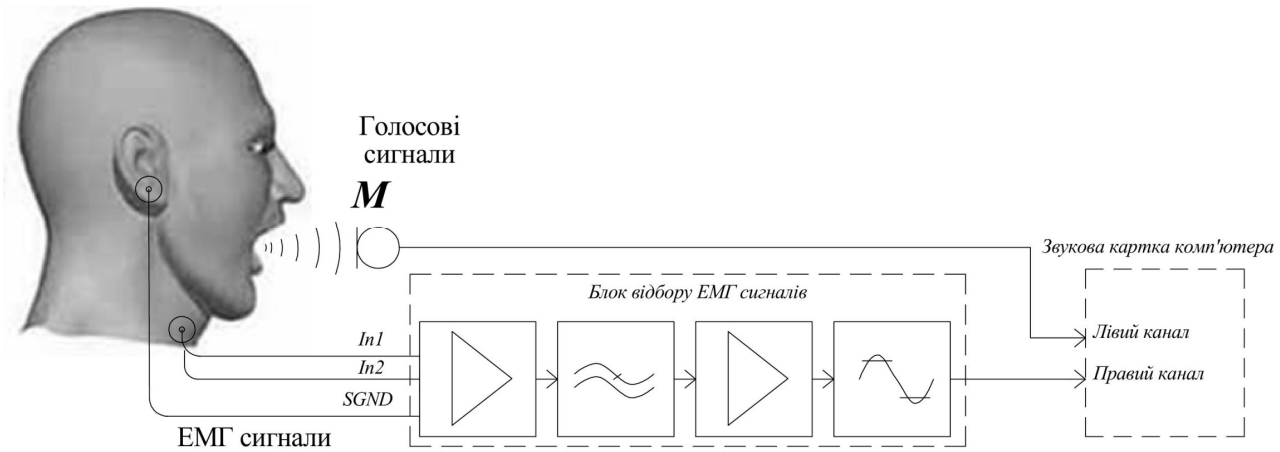


Рис. 3.18. Функціональна схема блоку відбору голосових та ЕМГ сигналів

Відбір ЕМГ сигналів проводився за допомогою одноразових ЕМГ електродів та блоку попереднього підсилення. Схема електрична принципова блоку наведена на рис. 3.19. Блок виконаний на двох інструментальних підсилювачах *DA2* та *DA3* (AD620), між якими було реалізовано ФВЧ на

резисторові *R2* та конденсаторові *C3*. Частота зрізу становить наближено 0,73 Гц. Такий фільтр не допускатиме попадання на вхід інструментального підсилювача *DA3* постійної складової, що може з'явитись у вхідному сигналі. На стабілітронах *VD3, VD4* та *VD5* реалізовано коло обмеження амплітудного значення вихідного сигналу. В залежності від розкиду параметрів цих елементів амплітудне значення обмежуватиметься на рівні 4,5-5,2 В. На програмованих стабілітронах *VD1* та *VD2* реалізовано двополярний стабілізатор напруги живлення ±3В. Для живлення блока попереднього підсилення може бути використано акумуляторну батарею із напругою більше 8,5 В. При використанні елементів із номіналами, які наведені ра рис. 3.19, загальний коефіцієнт підсилення буде рівний 14000.

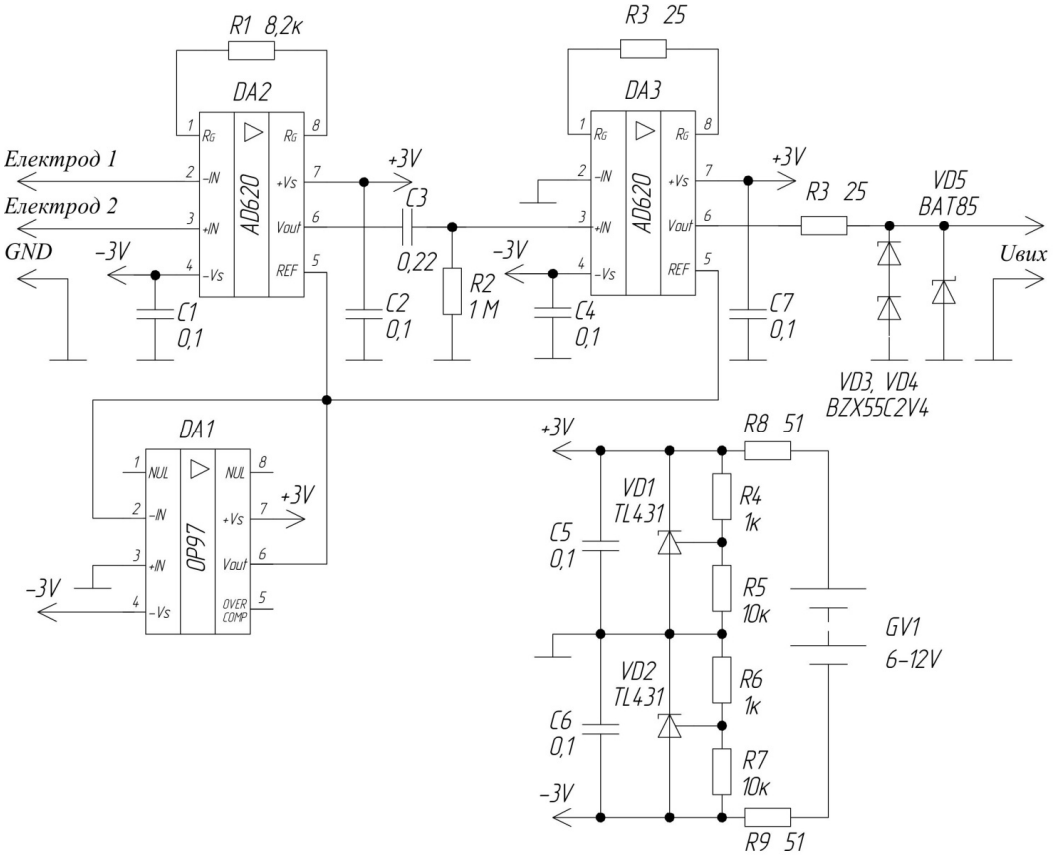


Рис. 3.19. Схема електрична принципова блока попереднього підсилення

З виходу блоку попереднього підсилення корисний сигнал подавався на один із входів звукової картки персонального комп'ютера. На інший вхід подавався сигнал із мікрофона, конкретний тип якого вибирався виходячи з рекомендацій, що наведені в праці [115]. Для власне запису зазначених

біосигналів було застосовано програмний пакет Adobe Audition 3.0, що має можливість синхронного запису багатьох сигналів.

Було реалізовано запропоновану схему електричну принципову у вигляді конструкції друкованого вузла. Її вигляд наведено на рис. 3.20.

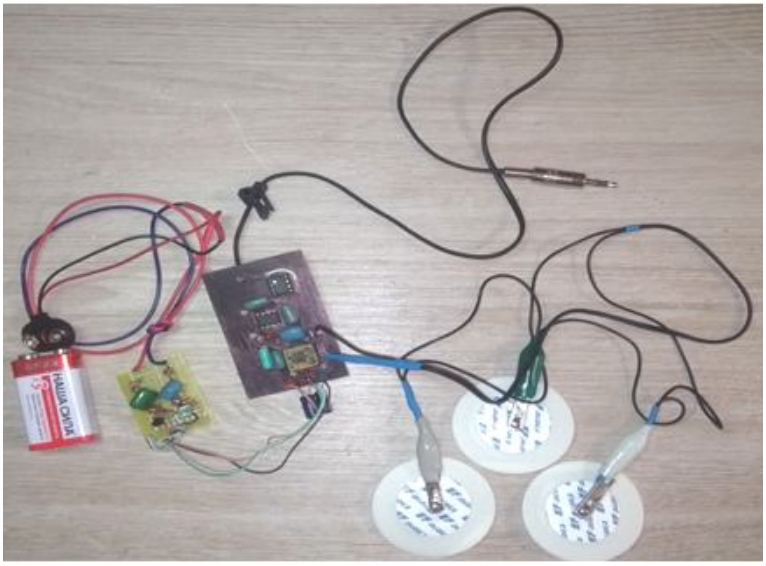
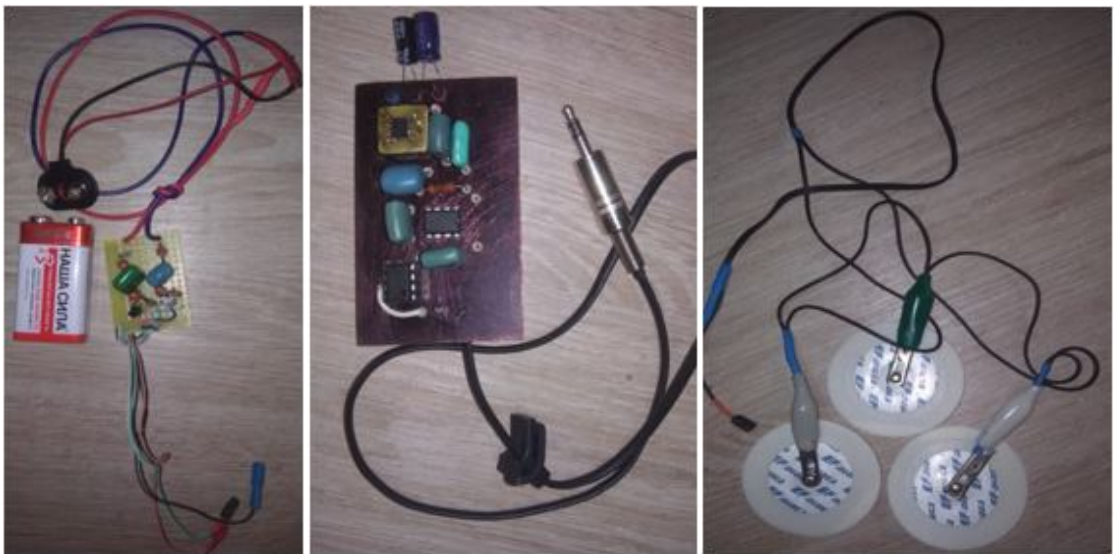


Рис. 3.20. Конструкція блоку відбору ЕМГ сигналів

Конструкція включає в себе джерело стабілізованої напруги, власне підсилювач біопотенціалів та систему електродів. Вигляд цих складових елементів системи відбору наведено на рис. 3.21.



а) б) в)

Рис. 3.21. Складові конструкції блоку відбору ЕМГ сигналів: джерело стабілізованої напруги (а), власне підсилювач біопотенціалів (б) та система електродів (в)

Джерело стабілізованої напруги виконано на макетній платі, а підсилювач біопотенціалів виконано двосторонньому склотекстоліті СФ-2-35Г-1,5 (ГОСТ 10316-78). При чому власне топологія друкованої плати є односторонньою, провідний рисунок розміщено з нижньої сторони друкованої плати. Верхній фольгований шар виконує додаткову функцію екрана електромагнітних завад. В якості електродів використано одноразові ЕКГ/ЕМГ електроди з адгезивної піни F 55 LG (ЕФ Медика Лтд, Італія) з діаметром 55 мм та рідким гелем.

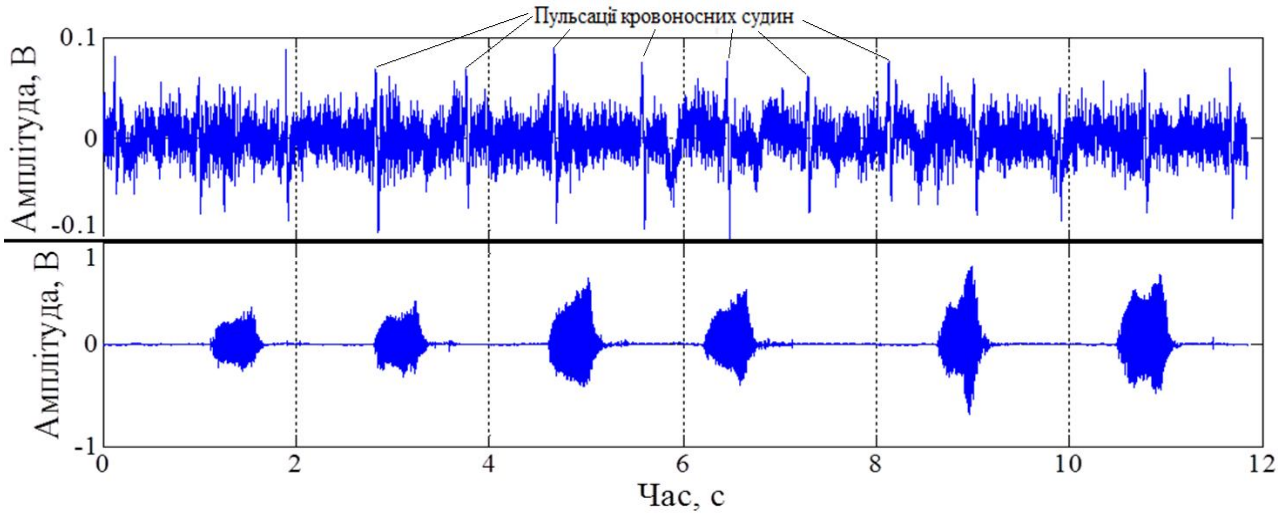
Як зазначалось вище, для реєстрації і попереднього аналізу голосових та ЕМГ сигналів використано програмний пакет Adobe Audition 3.0. Частоту дискретизації та розрядність вибрано з числа стандартних, які пропонуються в налаштуваннях програми Adobe Audition 3.0. Частота дискретизації становила 44100 Гц, розрядність – 16 біт.

В процесі відбору ЕМГ сигналу помічено значне збільшення рівня шуму в порівнянні із сигналами, відібраними з допомогою електроенцефалографа Нейроком. Це пояснено розширенням смуги пропускання частот розробленого блока відбору ЕМГ сигналів та вищим значенням частоти дискретизації. Окрім цього, корпус електроенцефалографа являє собою додатковий екран електромагнітних завад. В розробленому блоці таке екранування практично відсутнє. Однак, навіть при значному зниженні співвідношення сигнал / шум, в структурі відібраних з допомогою розробленого блока ЕМГ сигналів повинні краще проявлятись ознаки наявності ОТ при вимовлянні піддослідними особами окремих голосних та приголосних вокалізованих звуків. Для підтвердження цього проведено попереднє опрацювання даних.

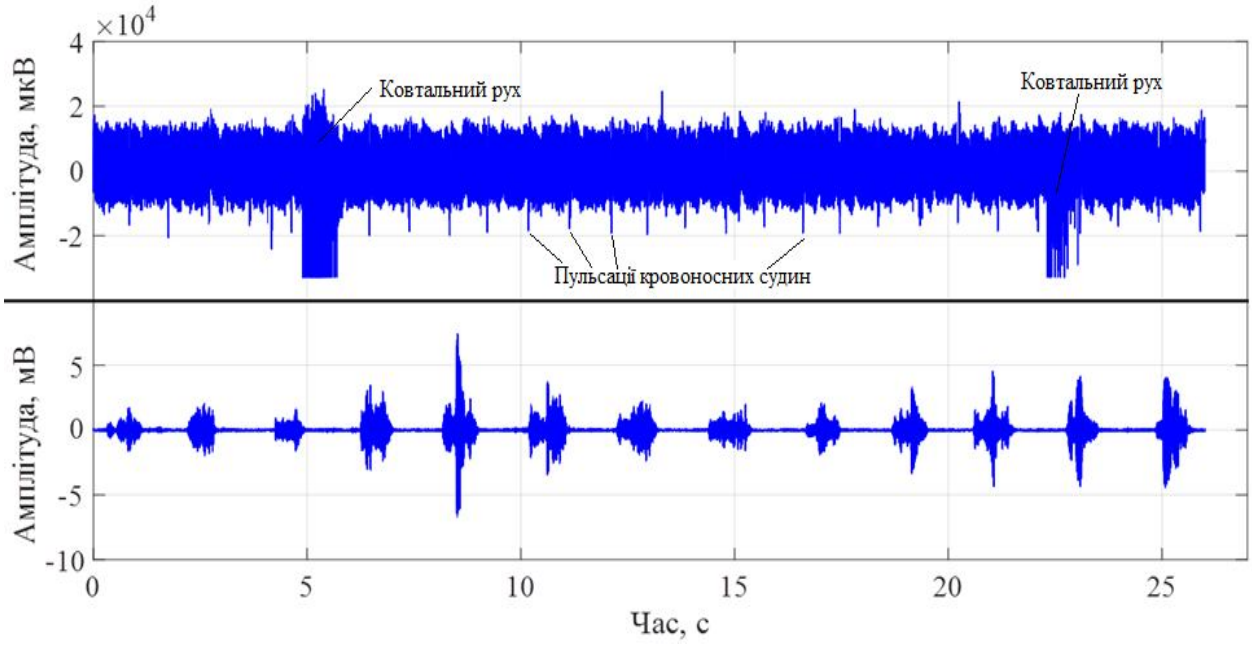
3.5. Попереднє опрацювання даних

Приклад реєстрограм голосового сигналу та ЕМГ сигналу, що були синхронно записані за допомогою описаного в попередньому пункті блоку відбору, наведено на рис. 3.22.

В структурі ЕМГ сигналів (рис. 3.22) чітко проявляється пульсація кровоносних судин, що є артефактом. З рис. 3.22, через низьке співвідношення сигнал/шум важко візуально встановити факт наявності функціонального зв’язку між ЕМГ та голосовим сигналом (що декларується положеннями активної теорії голосотворення Р. Юссона).



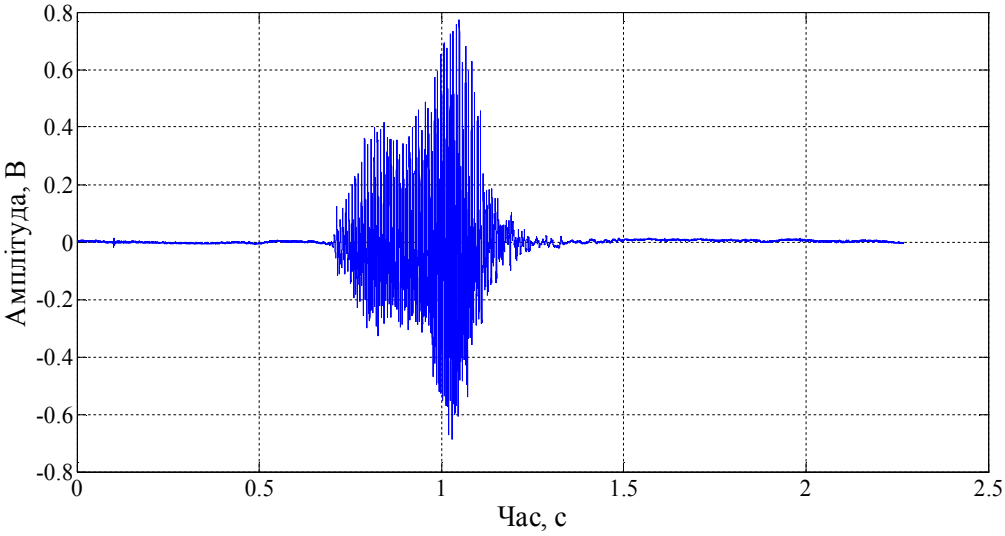
а)



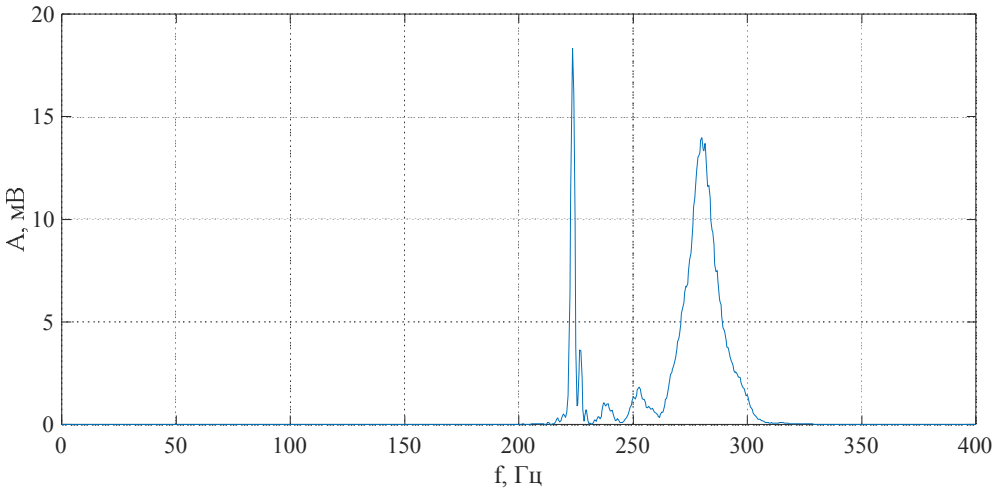
б)

Рис. 3.22. Реєстрограми: а) – ЕМГ сигналу (верхній рисунок) та голосового сигналу [*л*] (нижній рисунок), б) – ЕМГ сигналу (верхній рисунок) та голосового сигналу [*а*] (нижній рисунок)

Значення частоти ОТ є індивідуальною характеристикою для кожної людини та в кожному конкретному випадку встановлюється експериментально. Для оцінювання значення частоти ОТ голосового сигналу окремої людини було застосовано методи формантного аналізу та проведено обчислення оцінок амплітудного спектру останнього, що наведені на рис. 3.23 б).



а)

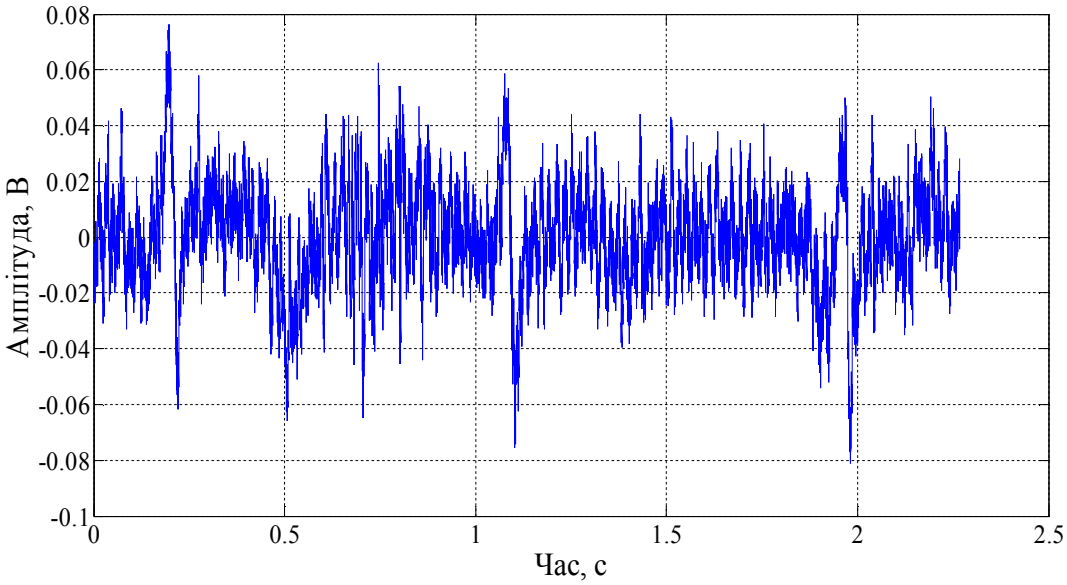


б)

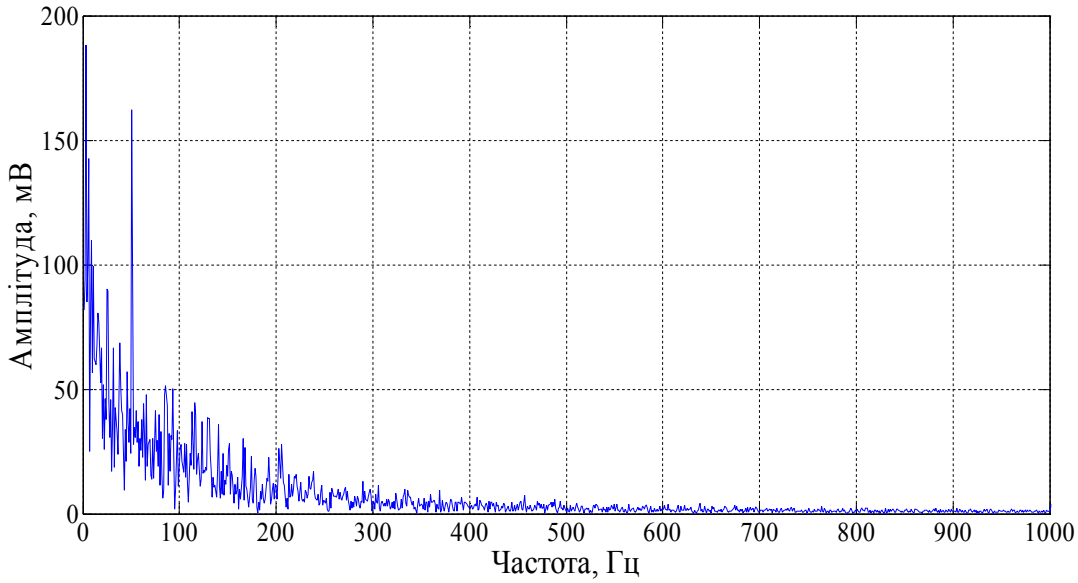
Рис. 3.23. Реєстрограма голосного звуку [а] (а) та оцінки її амплітудного спектру (б)

При цьому, частота розміщення першого максимуму (форманти) в амплітудному спектрі голосового сигналу відповідає частоті ОТ. В нашому випадку вона становить 222 Гц.

На рис. 3.24 наведено вигляд вибірки з реєстрограми ЕМГ сигналу (а) та оцінки її амплітудного спектру (б), що відповідає часовому інтервалу голосного звуку [а] (рис. 3.23). Відповідно до рис. 3.24, б), в структурі ЕМГ сигналу домінюючою є завада з частотою 50 Гц, також присутні складові з частотою 222 Гц. Однак, такі складові є недостатньо виражені для прийняття рішення про наявність чи відсутність ознак ОТ.



а)



б)

Рис. 3.24. Вибірка з реєстрограми ЕМГ сигналу (а) та оцінки її амплітудного спектру (б)

Для оцінювання взаємопов'язаності відібраних ЕМГ та голосових сигналів в середовищі Matlab було обчислено значення коефіцієнта взаємної кореляції за виразом [116,117]:

$$K_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^{n}\left(X-\overline{X}\right)\cdot\left(Y-\overline{Y}\right)}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}\left(X-\overline{X}\right)^2}\sqrt{\sum_{i=1}^{n}\left(Y-\overline{Y}\right)^2}}, \qquad (3.1)$$

де $\overline{X} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} X_i$, $\overline{Y} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} Y_i$ – середні значення вибірок з ЕМГ та голосового сигналу відповідно, n – об'єм вибірки.

Обчислені значення K_{xy} для однакових вибірок з ЕМГ та голосового сигналу наведено на рис. 3.25.

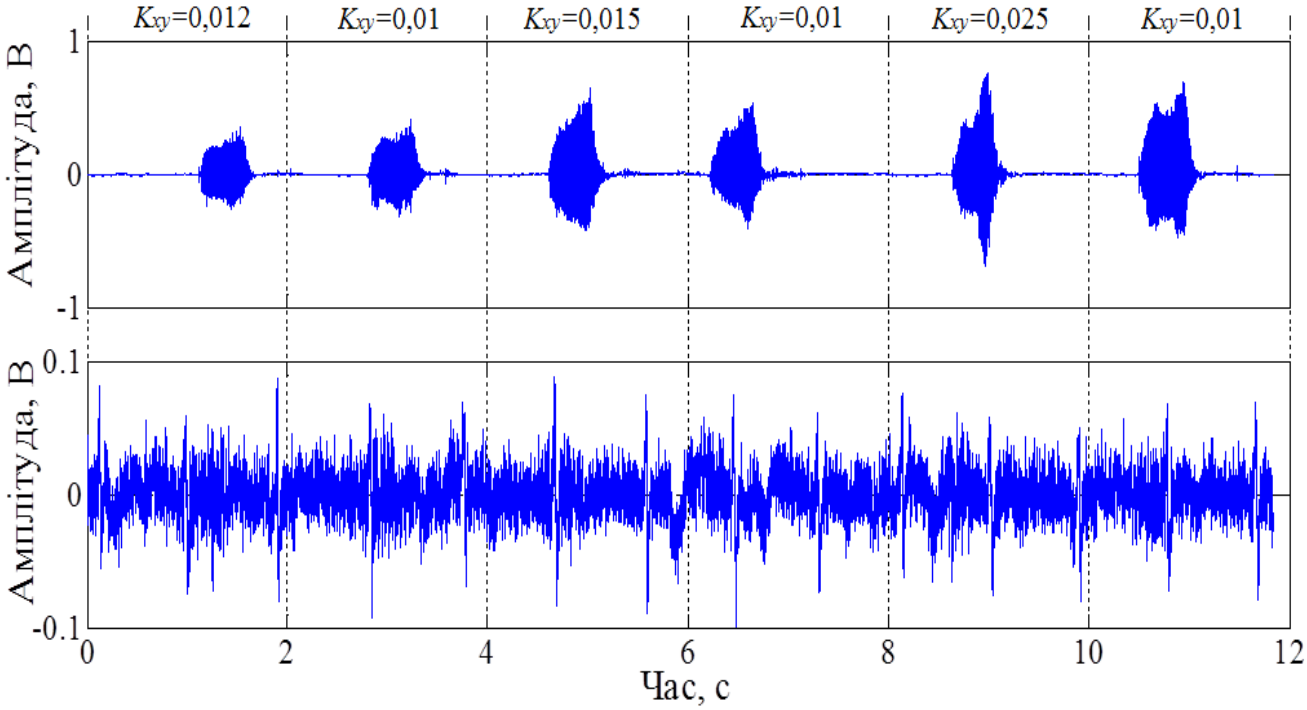


Рис. 3.25. Значення коефіцієнта взаємної кореляції для окремих вибірок з реєстрограм голосового (верхня реєстрограма) та ЕМГ сигналу (нижня реєстрограма)

З рис. 3.25 зроблено висновок про наявність взаємопов'язаності між голосовим та ЕМГ сигналом, оскільки значення коефіцієнта взаємної кореляції між відповідними значеннями вибірок з голосового та ЕМГ сигналу є відмінне від нуля.

В іншому випадку проведено оцінювання коефіцієнта взаємної кореляції вибірок однакового об'єму (20000 відліків – 0,45 с) з голосового та ЕМГ сигналу на ділянках, що відповідають вимовлянню голосового звуку [а], та на ділянках пауз в процесі вимови. Значення цього коефіцієнта для різних ділянок вказані на рис. 3.26.

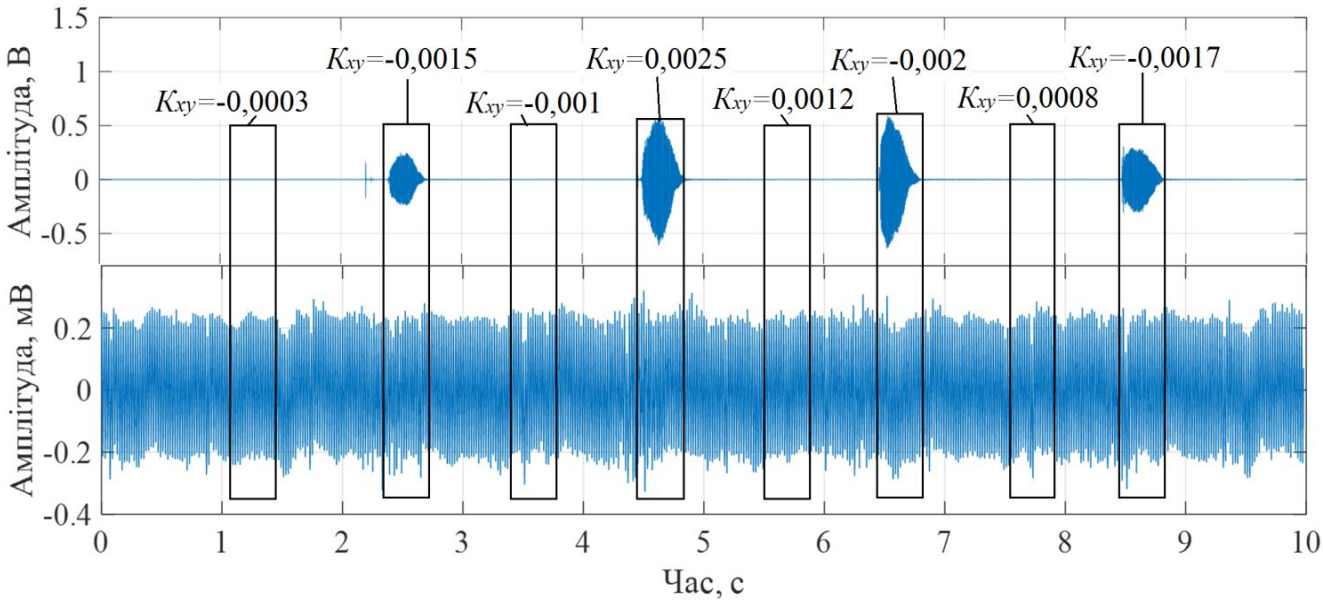


Рис. 3.26. Значення коефіцієнта взаємної кореляції вибірок з паралельно зареєстрованих голосового сигналу (верхній рисунок) та ЕМГ сигналу (нижній рисунок). Прямокутниками показано ділянки голосового та ЕМГ сигналу, для яких обчислювався відповідний коефіцієнт взаємної кореляції

Відповідно до рис. 3.26 та враховуючи те, що на ділянках, які відповідають паузам між вимовляннями голосних звуків, значення коефіцієнта взаємної кореляції є меншим за значення цього ж коефіцієнта для ділянок, що відповідають вимовлянню голосних звуків, висунуто припущення про наявність проявів ознак цих звуків в структурі ЕМГ сигналів. Низьку різницю між значеннями коефіцієнта

взаємної кореляції для ділянок пауз та ділянок вимовляння голосних звуків пояснено низьким співвідношенням сигнал/шум. Тому необхідним є проведення фільтрації ЕМГ сигналів для збільшення цього співвідношення.

На наступному етапі дослідження необхідно провести виведення виразів для обчислення статистик ЕЕГ та ЕМГ сигналів і розробити алґоритми такого опрацювання та підготовчих етапах розроблених в розділі 2 (пункт 2.5) методів.

3.6. Алґоритми опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів розробленими методами на підготовчому етапі

Відповідно до розроблених в розділі 2 (пункт 2.5) методів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів при поданні їх у вигляді кусково стаціонарного випадкового процесу, на підготовчому етапі запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини необхідним є проведення оцінювання розподілу спектральної густини потужності таких сигналів в межах трансляцій ковзного вікна. У випадку дискретної послідовності значень ЕЕГ та ЕМГ сигналів спектральна густина потужності стаціонарних ділянок кожного сигналу може бути оцінена шляхом виконання перетворення Фур'є від автокореляційної функції таких ділянок. Для цього використано перетворення Вінера-Хінчина, які пов'язують автокореляційну функцію сигналу та спектральну густину потужності:

$$G_n(f) = \sum_{\tau=-\propto}^{\propto} R_n(\tau_x) e^{-i2\pi f \tau_x}$$

$$R_n(\tau_x) = M(x_n(k) \cdot x_n(k - \tau_x)) \tag{3.2}$$

де *M(·)* – математичне сподівання

У випадку застосування методу ковзного вікна проводиться опрацювання вибірки з вихідного сигналу в межах кожної трансляції ковзного вікна. Для формування такої вибірки запропоновано вираз:

$$\xi_n = \xi[n\tau + 1,\ \ n\tau + T), \tag{3.3}$$

де ξ_n – n-на вибірка з вхідного сигналу ξ в межах n-го ковзного вікна, $n = \overline{0, N}$, τ - зсув ковзного вікна, T - ширина ковзного вікна.

Тепер, використовуючи вирази (3.2) можливим стає обчислити розподіл спектральної густини потужності для кожної вибірки ξ_n.

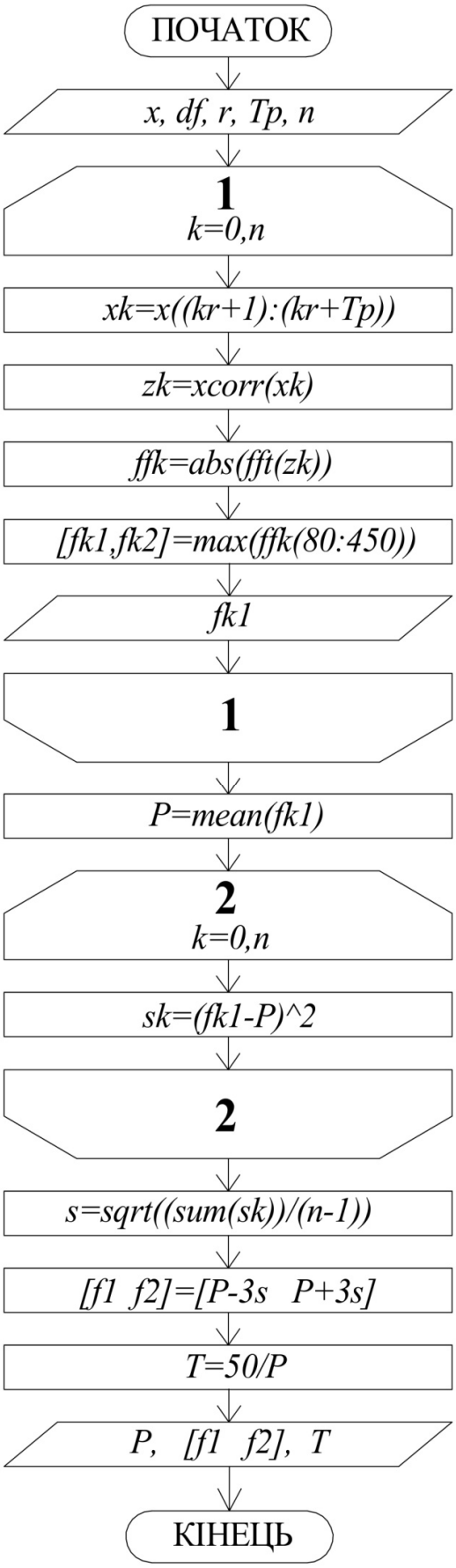
Для випадку опрацювання ЕМГ сигналу на підготовчому етапі необхідно оцінити наближене значення частоти ОТ та інтервал її існування за результатами опрацювання тестових ділянок ЕМГ сигналу, що відібрані від пацієнтів, які намагаються вимовляти тестові звуки. Для оцінювання наближеного значення частоти ОТ f_{OT} необхідно знайти значення частоти f_{OT_n} розміщення першого максимуму в діапазоні (80-450) Гц для кожної вибірки та обчислити середнє значення цих частот $f_{OT} = M(f_{OT_n})$. Модифікувавши вираз (2.10) (Розділ 2) наступним чином:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}\left(f_{OT_n} - f_{OT}\right)^2} \tag{3.4}$$

можливим стає визначення інтервалу існування частоти ОТ для кожного окремого пацієнта. Цей інтервал становитиме:

$$[f_{min},\ \ f_{max}] = [f_{OT} - 3s,\ f_{OT} + 3s] \tag{3.5}$$

На основі наведених виразів розроблено алґоритм методу опрацювання ЕМГ сигналів на підготовчому етапі, адаптований для реалізації в середовищі Matlab. Блок-схема алґоритму наведена на рис. 3.27. В правій частині рисунка наведені коментарі, в яких описано суть кожного кроку алґоритму та величини, які при цьому отримуються.



x – дискретна послідовність значень ЕМГ сигналу, *df* – частота дискретизації, *r* – величина зсуву ковзного вікна, *Tp* – наближена ширина вікна

Цикл формування ковзного вікна. *k* – номер трансляції ковзного вікна

Формування вибірки з сигналу *x* в межах ковзного вікна

Обчислення автокореляційної функції в межах ковзного вікна

Обчислення перетворення Фур'є

Визначення частоти розміщення першого максимуму *fk1* в діапазоні 80÷450 Гц (діапазон існування частоти ОТ) в межах кожного ковзного вікна

Закінчення циклу

Оцінювання наближеного значення частоти ОТ

Цикл оцінювання дисперсії частоти ОТ

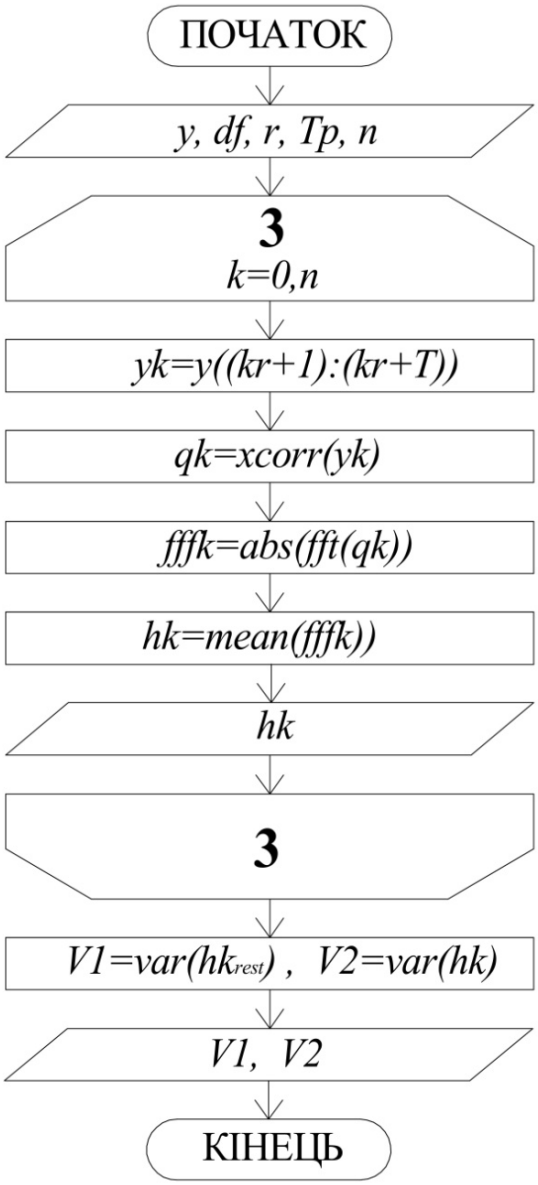
Оцінювання стандартного корегованого відхилення частоти ОТ (за виразом (2.10))

Оцінювання інтервалу існування частоти ОТ

Уточнення значення ширини ковзного вікна (за виразом (2.8))

Рис. 3.27. Блок-схема алґоритму методу опрацювання ЕМГ сигналів на підготовчому етапі

Після уточнення значення ширини ковзного вікна (блок-схема алґоритму на рис. 3.27) можливим стає виконання підготовчого етапу опрацювання ЕЕГ сигналів, на якому необхідно оцінити значення варіації усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності вибірок з ЕЕГ сигналу (в межах ковзного вікна) для стану спокою та стану намагання пацієнтами реалізації комунікативної функції. Блок-схема алґоритму методу опрацювання ЕЕГ сигналів на підготовчому етапі, адаптована для реалізації в середовищі Matlab, наведена на рис. 3.28.



y – дискретна послідовність значень ЕЕГ сигналу, *df* – частота дискретизації, *r* – величина зсуву ковзного вікна, *Tp* – наближена ширина вікна

Цикл формування ковзного вікна. *k* – номер трансляції ковзного вікна

Формування вибірки з сигналу *y* в межах ковзного вікна

Обчислення автокореляційної функції в межах ковзного вікна

Обчислення перетворення Фур'є

Усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності в межах ковзного вікна

Оцінювання варіації усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності в межах ковзного вікна для стану спокою *V1* та намагання реалізації комунікативної функції *V2*

Рис. 3.28. Блок-схема алґоритму методу опрацювання ЕЕГ сигналів на підготовчому етапі

Тепер, знаючи наближене значення частоти ОТ, частотний інтервал її існування, уточнене значення ширини ковзного вікна та значення варіацій усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності для стану спокою та стану намагання пацієнтами реалізації комунікативної функції можливим стає виконання основних етапів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів, які описані в розділі 2 роботи.

3.7. Висновки до розділу 3

Проведено експериментальні дослідження з відбору ЕЕГ і ЕМГ сигналів для подальшої верифікації розроблених методів їхнього опрацювання. Для цього відбір проводився від фізіологічно здорових осіб для верифікації розроблених методів опрацювання з можливістю наступного їхнього застосування для задачі компенсації порушеної комунікативної функції у хворих осіб.

Відбір ЕЕГ сигналів проводився із застосуванням електроенцефалографа Нейроком та стандартної схеми накладання електродів. Встановлено, що на сигналах, записаних з відведень поблизу мовних центрів проявляються ознаки зміни мозкової активності на ділянках ЕЕГ, які відповідають вимовлянню подумки слів чи фраз. Відповідно замість стандартної схеми накладання електродів запропоновано накладати електроди поблизу мовних центрів. Для цього достатньо застосувати лише чотири електроди – три основних та референтний електрод.

Запропоновано структуру системи відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів а також обґрунтовано параметри її складових елементів. В ході експериментальних досліджень, щоб достеменно знати ділянки ЕМГ сигналу, на яких повинні проявлятись ознаки ОТ, паралельно із відбором ЕМГ сигналів проводився відбір голосових сигналів. Для цього в запропонованій структурі введено окремий канал відбору голосових сигналів.

Проведено синхронний відбір голосових та ЕМГ сигналів, і проведено їх попереднє опрацювання. Використовуючи коефіцієнт взаємної кореляції показано взаємопов’язаність синхронно зареєстрованих голосових та ЕМГ сигналів.

Виведено розрахункові вирази для обчислення статистик ЕЕГ і ЕМГ сигналів відповідно до розроблених у другому розділі роботи методів опрацювання. Розроблено блок-схеми алґоритмів методів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів на підготовчих етапах запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини.

РОЗДІЛ 4
ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ВЕРИФІКАЦІЯ МЕТОДІВ ОПРАЦЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ КОМПЕНСАЦІЇ ПОРУШЕНОЇ КОМУНІКАТИВНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЮДИНИ

В розділі наведено результати опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів розробленими методами при поданні таких сигналів у вигляді кусково-стаціонарного випадкового процесу. Обґрунтовано інформативні ознаки реалізації комунікативної функції в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів, що ними є оцінки розподілу спектральної густини потужності, обчислені в межах трансляцій ковзного вікна. Обґрунтовано критерій виявлення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення за результатами опрацювання ЕЕГ сигналу – варіацію оцінок розподілу спектральної густини потужності, які обчислені в межах трансляцій ковзного вікна, та критерій виявлення ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів – значення усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності, що обчислені в межах трансляцій ковзного вікна на інтервалі існування частоти ОТ. Розроблено блок-схеми алґоритмів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів на основному етапі розроблених в розділі 2 методів. Проведено оцінювання достовірності отриманих результатів із застосуванням критерію Фішера. Запропоновано варіант способу технічної реалізації системи компенсації порушеної комунікативної функції людини на основі отриманих результатів дослідження.

Основні положення цього розділу опубліковані в працях [119,121-123].

4.1. Застосування ковзного вікна при опрацюванні електроенцефалографічних сигналів

Наступним етапом дослідження є верифікація методів опрацювання та обґрунтування інформативних ознак.

При опрацюванні експериментальних даних було використано спеціалізоване програмне середовище Matlab [118]. Відповідно до запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини необхідно за результатами опрацювання ЕЕГ сигналів визначити часові інтервали початку та закінчення процесу мовлення [116,117]. Для цього сигнали ЕЕГ із ознаками підвищення мозкової активності при намаганні пацієнтів подумки щось сказати було завантажено в середовище Matlab. На рис. 4.1 наведено вигляд реєстрограми ЕЕГ сигналу із ознаками підвищення мозкової активності після 18 секунди (збільшення амплітуди сигналу).

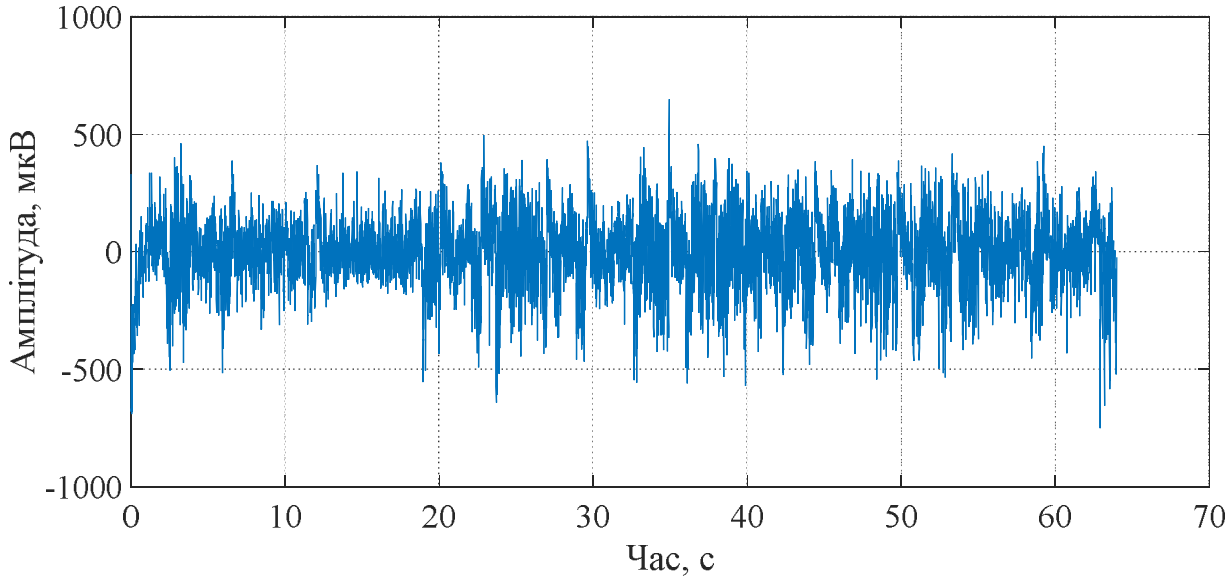


Рис. 4.1. Реєстрограма ЕЕГ сигналу у відведенні T5 із ознаками підвищення мозкової активності

На рис. 4.2 прямокутниками умовно позначено вікно, яке транслюється в часі і в межах якого проводиться опрацювання сигналу. Для формування вікна використано вираз (3.3), а для опрацювання сформованих вибірок використано вирази (3.2). Як було показано в пункті 3.5 шляхом аналізу частоти ОТ голосових сигналів, що відібрані від піддослідної особи, встановлено, що наближене значення цієї частоти в окремому випадку становило 222 Гц. Таким чином використавши вираз (2.8) обчислено значення ширини ковзного вікна (0,22 с). Величина зсуву ковзного вікна у часі є рівною ширині вікна, тобто попереднє і наступне вікно не перекриваються.

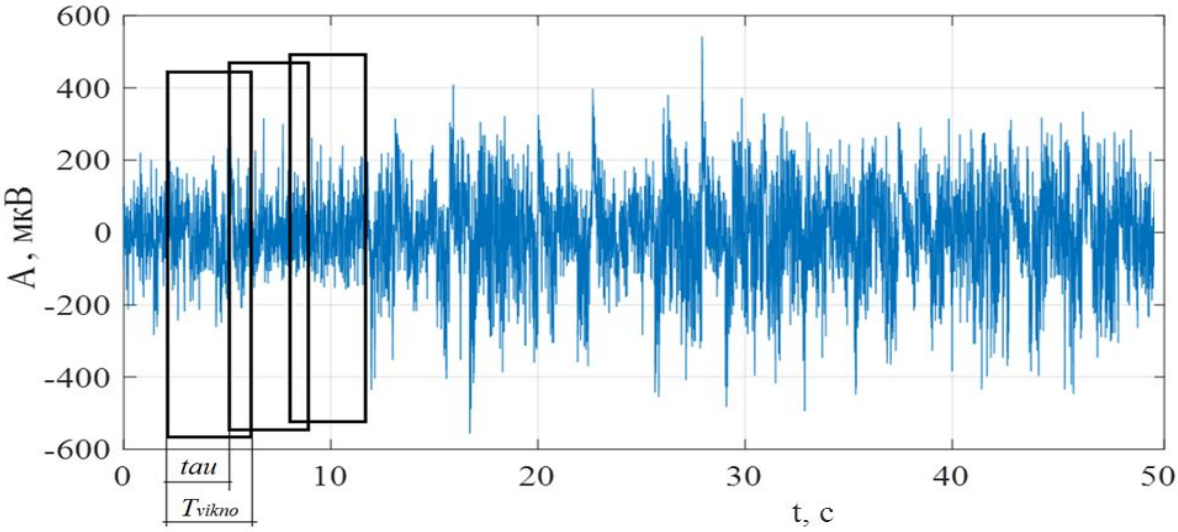


Рис. 4.2. Трансляція ковзного вікна по реєстрограмі ЕЕГ сигналу

На наступному етапі досліджень необхідно провести опрацювання ЕЕГ сигналу розробленим в розділі 2 методом, обґрунтувати інформативні ознаки наявності процесу реалізації комунікативної функції та критерію визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення.

4.2. Критерій визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення за електроенцефалографічним сигналом

Для визначення початку та закінчення процесу мовлення за ЕЕГ сигналом, в межах кожної трансляції ковзного вікна було обчислено оцінки розподілу спектральної густини потужності та проведено їх усереднення [119]:

$$\hat{M}_{\xi} = m_{\xi}(\hat{G}_{n}(\xi_{ЕЕГ})) \tag{4.1}$$

Висунуто припущення, що усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності будуть індикаторами початку та закінчення процесу мовлення. При цьому, значення цих усереднених оцінок відкладалось на одній осі часу разом із вихідним ЕЕГ сигналом. Сам процес формування усереднених

оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕЕГ сигналу в межах кожної трансляції ковзного вікна наведено на рис. 4.3.

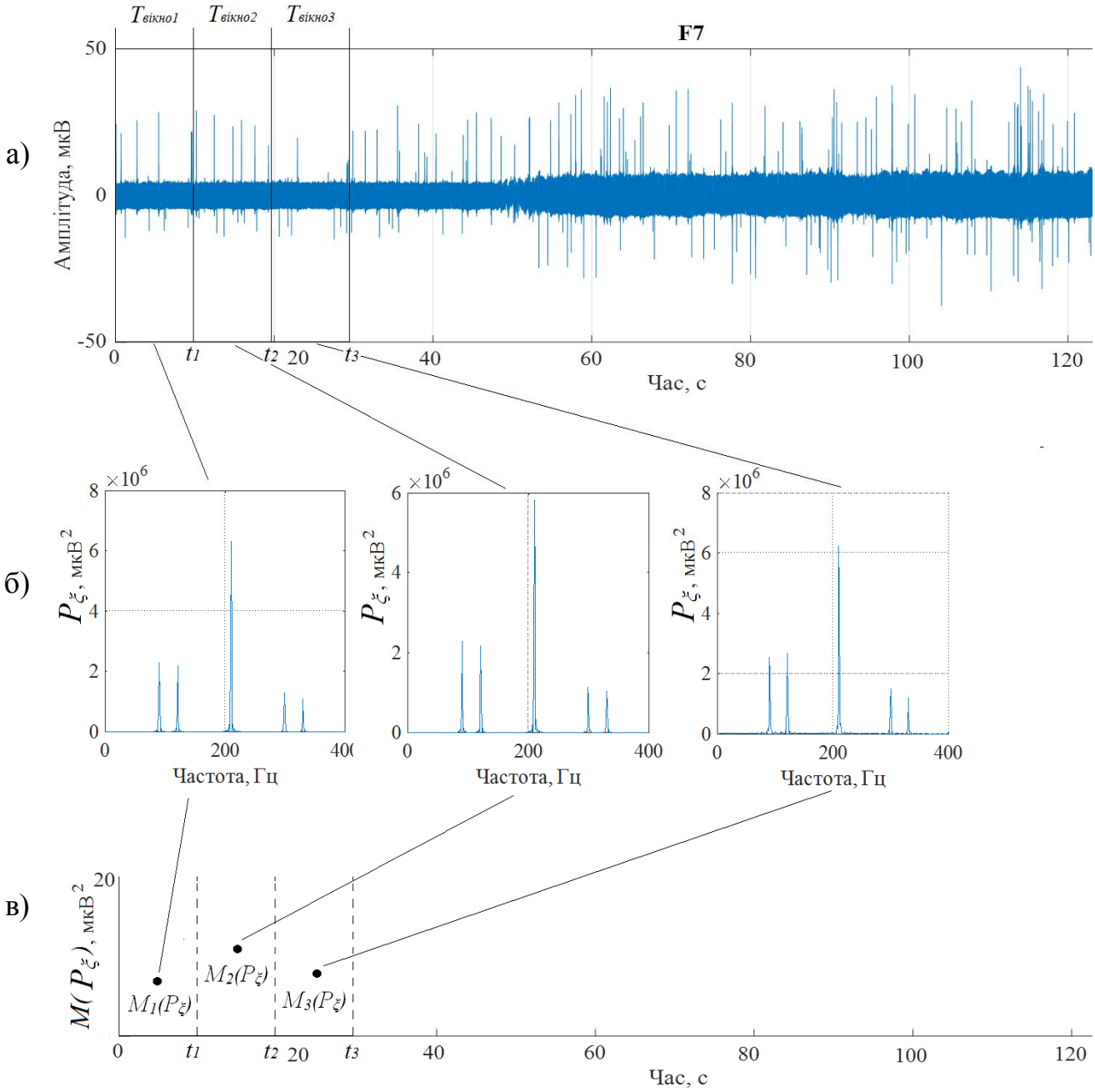


Рис. 4.3. Формування усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності в межах ковзного вікна

На рис. 4.3, а, позначено $T_{вікно}$ – трансляції ковзного вікна, в межах яких проводилось опрацювання ЕЕГ сигналу. В межах кожного вікна проводилось обчислення розподілу спектральної густини потужності сигналу (рис. 4.3, б). Дальше проводилось їх усереднення за частотою та потужністю.

Отримані усереднені оцінки відкладались на осі часу по середині часового інтервалу, шо рівний ширині ковзного вікна та положенню кожної окремої трансляції вікна в часі (рис. 4.3, в).

На рис. 4.4 наведено вигляд реєстрограми ЕЕГ з ознаками підвищеної мозкової активності після 12 секунди та графік зміни усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності, обчислених в межах трансляцій ковзного вікна. З графіків видно, що запропоновані усереднені оцінки є чутливими до проявів зміни мозкової активності в структурі ЕЕГ сигналу [119].

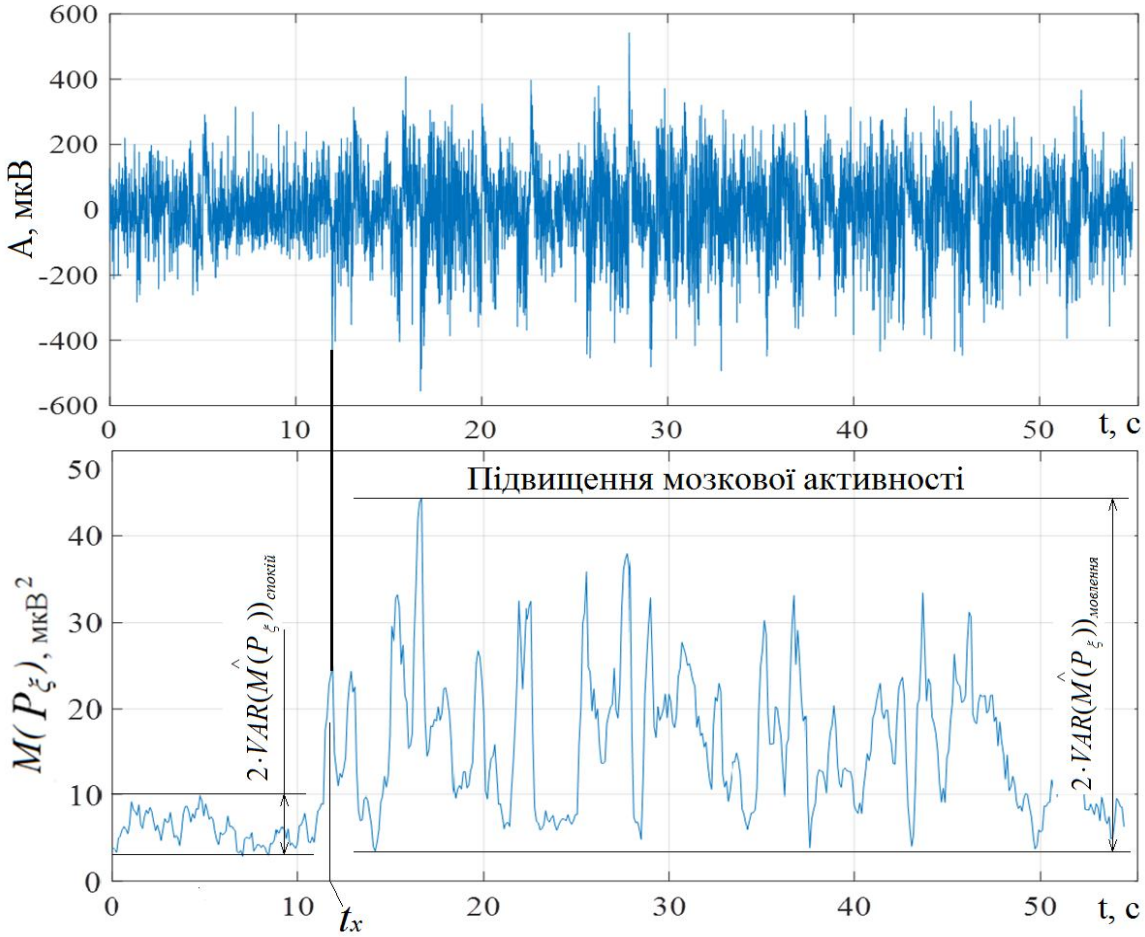


Рис. 4.4. Реєстрограма ЕЕГ сигналу (верхній рисунок) та усереднені оцінки спектральної густини потужності (нижній рисунок), обчислені в межах трансляцій ковзного вікна, відкладені на одній осі часу

Як зазначалось в пункті 2.5 розділу 2, як критерій визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення запропоновано використати

варіацію усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності $VAR(\hat{M}_{\xi})$.

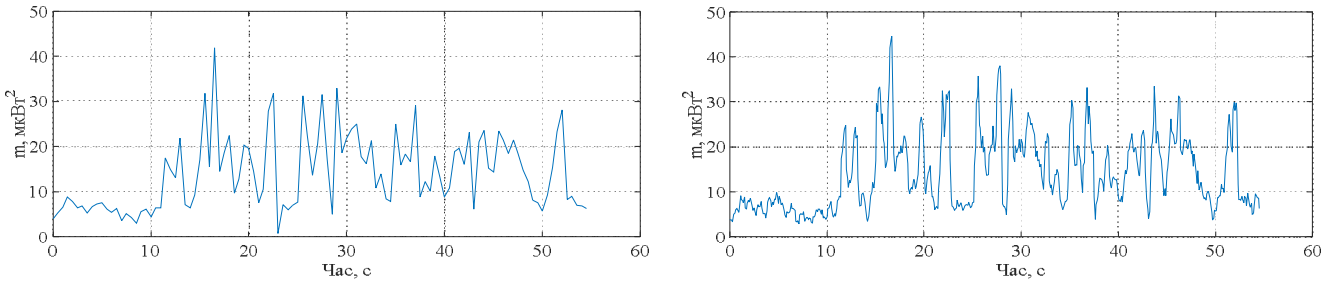
Встановлено, що значення варіації збільшуються більш як на порядок при наявності ознак підвищеної мозкової активності [119] при реалізації комунікативної функції:

$$VAR(\hat{M}_{\xi})_{спокій} = (2{,}9522 \pm 10\%) мкВ^2 \quad (4.2)$$

$$VAR(\hat{M}_{\xi})_{мовлення} = (83{,}3164 \pm 10\%) мкВ^2 \quad (4.3)$$

Відповідно, запропонований критерій є чутливим та може бути використаний для встановлення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення за ЕЕГ сигналом.

Точність виявлення часових моментів появи ознак підвищення мозкової активності зросте, якщо попереднє і наступне вікно будуть перекриватись на певну величину *tau*. Вигляд зміни усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності у випадку, коли попереднє і наступне вікно не перекриваються ($tau = T_{вікно}$) наведено на рис. 4.5, а) та у випадку, коли вікна перекриваються ($tau = 0{,}2\,T_{вікно}$) наведено на рис. 4.5, б.



а) б)

Рис. 4.5. Усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності у випадку, коли попереднє і наступне вікно не перекриваються (а) та перекриваються (б)

Виявлено, що при перекриванні вікон можна більш точно встановити часові моменти початку та закінчення процесу мовлення (рис. 4.5, б). Максимальна точність буде забезпечена у випадку зсуву вікна на один відлік дискретної послідовності значень ЕЕГ сигналу. У випадку частоти дискретизації 500 Гц, величина зсуву становитиме 2 мс.

На основі отриманих результатів опрацювання ЕЕГ сигналів розроблено блок-схему алґоритму реалізації методу опрацювання таких сигналів на основному етапі. Вона наведена на рис. 4.6.

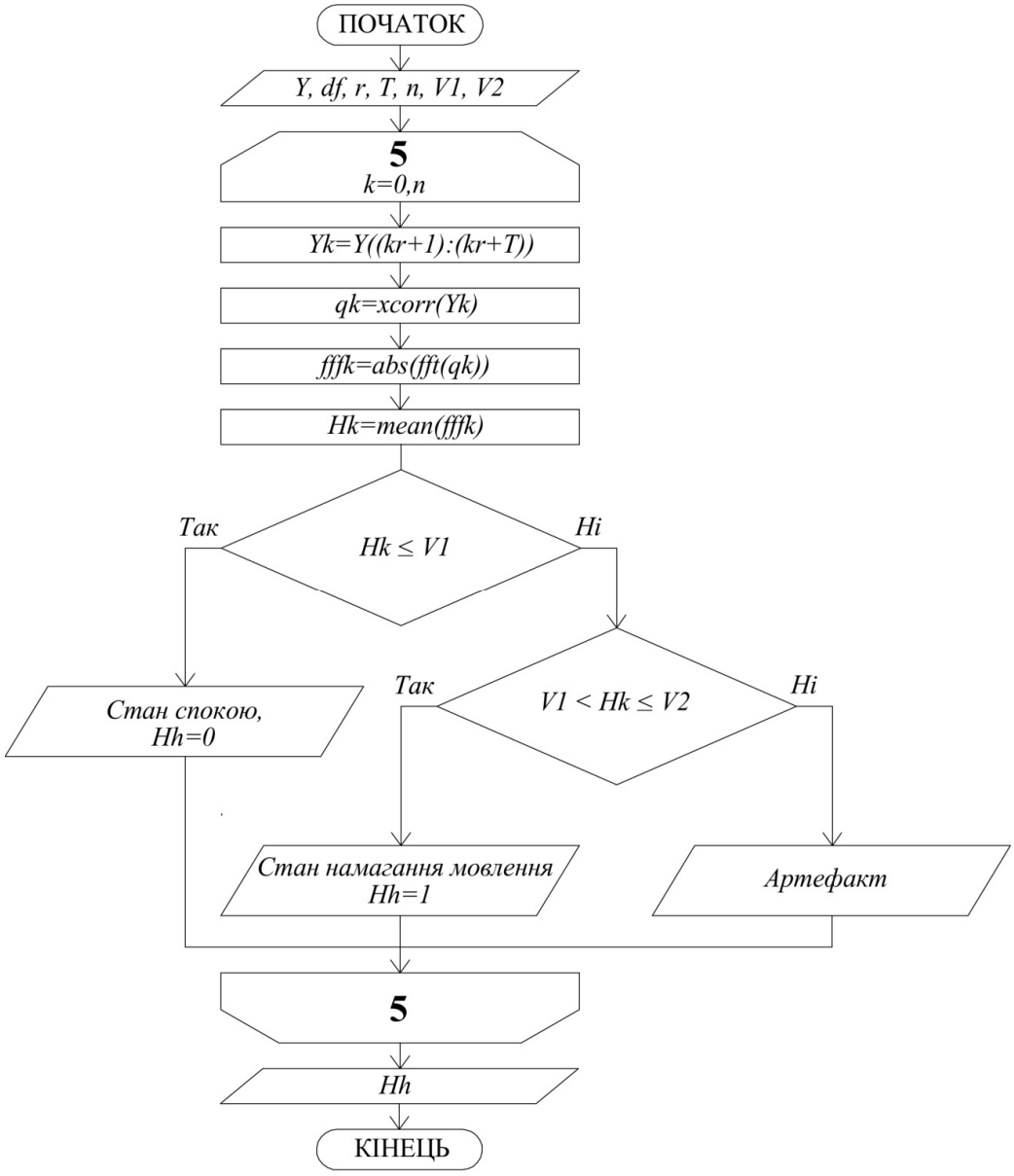


Рис. 4.6. Алґоритм реалізації методу опрацювання ЕЕГ сигналів на основному етапі

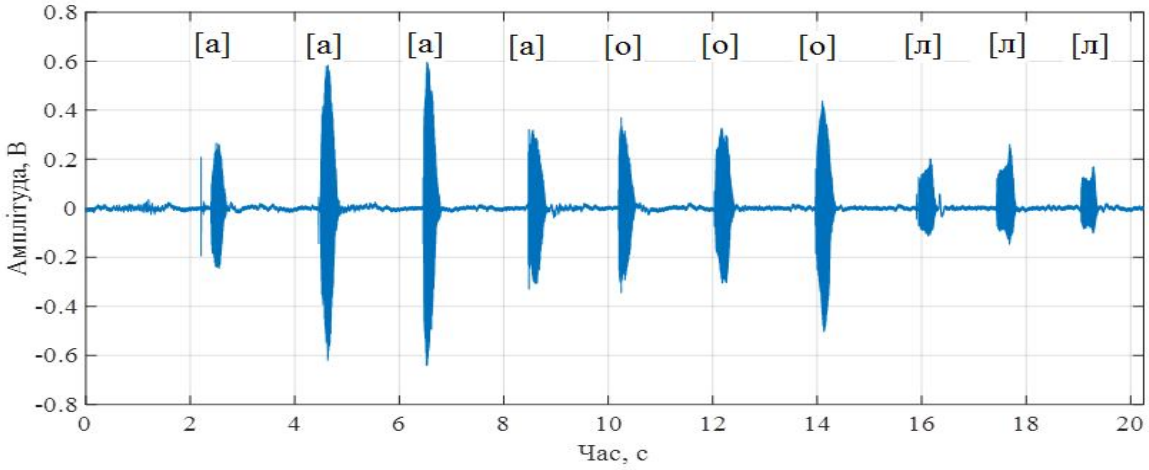
Розроблений алґоритм працює аналогічним чином як і алґоритм, наведений на рис. 3.28 та є продовженням попереднього, оскільки використовує для своєї роботи дані, отримані в результаті опрацювання ЕЕГ сигналів на підготовчому етапі. Отримані усереднені оцінки спектральних компонент *Hk*, обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна порівнюються із отриманими на підготовчому етапі (рис. 3.28) значеннями варіації таких оцінок для стану спокою *V1* та стану намагання пацієнтами реалізувати комунікативну функцію *V2*. На основі цього індикаторна функція *Hh* приймає значення або 0 (якщо $Hk \leq V1$) або 1 (якщо $V1 < Hk \leq V2$). У випадку, якщо $V2 < Hk$ приймається рішення про появу артефакту в структурі ЕЕГ сигналу (наприклад артефакту руху). Таким чином стає можливим встановити часові моменти початку та закінчення процесу мовлення шляхом опрацювання ЕЕГ сигналу, що відповідає першому етапу запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини (рис. 1.7, а).

4.3. Критерій встановлення наявності ознак основного тону в структурі електроміографічного сигналу

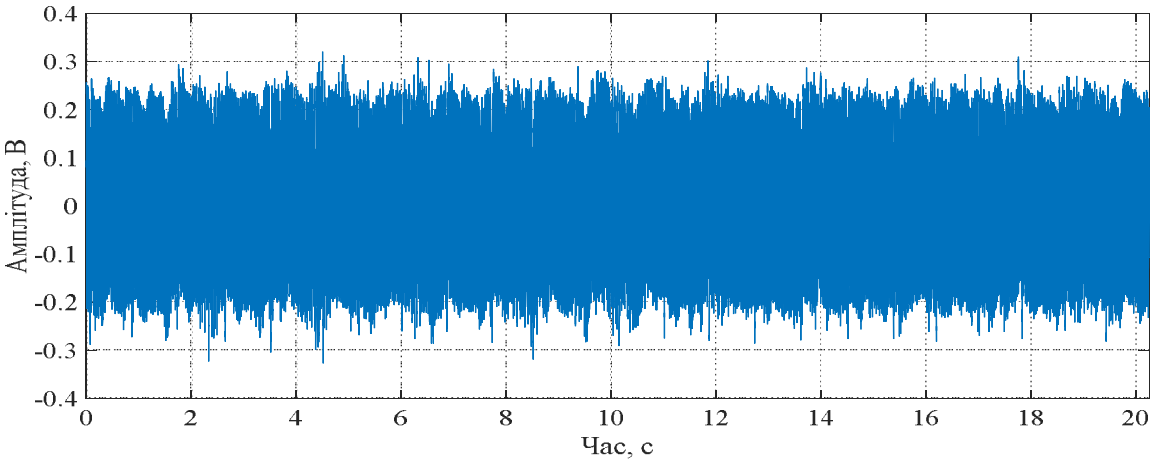
На наступному етапі перевірено можливість встановлення наявності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів при намаганні пацієнтами вимовляння голосних та приголосних вокалізованих звуків. Для цього проведено відбір ЕМГ сигналів з використанням описаного в розділі 3 блоку відбору із паралельним записом голосового сигналу. Голосовий сигнал є необхідний для того, щоб достеменно знати часові інтервали, на яких в структурі ЕМГ сигналів мають проявлятись ознаки ОТ, а також, щоб за цим голосовим сигналом максимально точно визначити значення частоти ОТ та інтервал її існування. Це дасть можливість на цьому етапі дослідження не використовувати алґоритм підготовчого етапу опрацювання ЕМГ сигналів. Як зазначено в розділі 3, паралельну реєстрацію голосових сигналів від здорових людей проведено лише для більш точної

верифікації розроблених методів опрацювання. У випадку ж компенсації порушеної комунікативної функції відбиратимуться лише ЕМГ сигнали.

Реєстрограми обох сигналів для однієї особи наведені на рис. 4.8. На рис. 4.7, а) позначено відповідні звуки, які вимовляла піддослідна особа. При цьому особа вимовляла як голосні так і приголосні вокалізовані звуки із періодичним їх повторенням.



а)



б)

Рис. 4.7. Реєстрограми одночасно відібраних голосового сигналу (а) із позначенням звуків, які реєструвались, та ЕМГ сигналу (б)

Проведено оцінювання наближеного значення частоти ОТ за голосовим сигналом [122,123]. Для цього проведено його опрацювання методом формантного аналізу, відповідно до якого частота розміщення першого

максимуму в спектрі потужності відповідає частоті ОТ. Опрацювання виконувалось на ділянках, що відповідають голосним та приголосним вокалізованим звукам. Для опрацювання використано пакет прикладних програм Matlab R15a. Проведено опрацювання 40 реалізацій окремих звуків. Приклади оцінок розподілу спектральної густини потужності деяких звуків наведено на рис. 4.8.

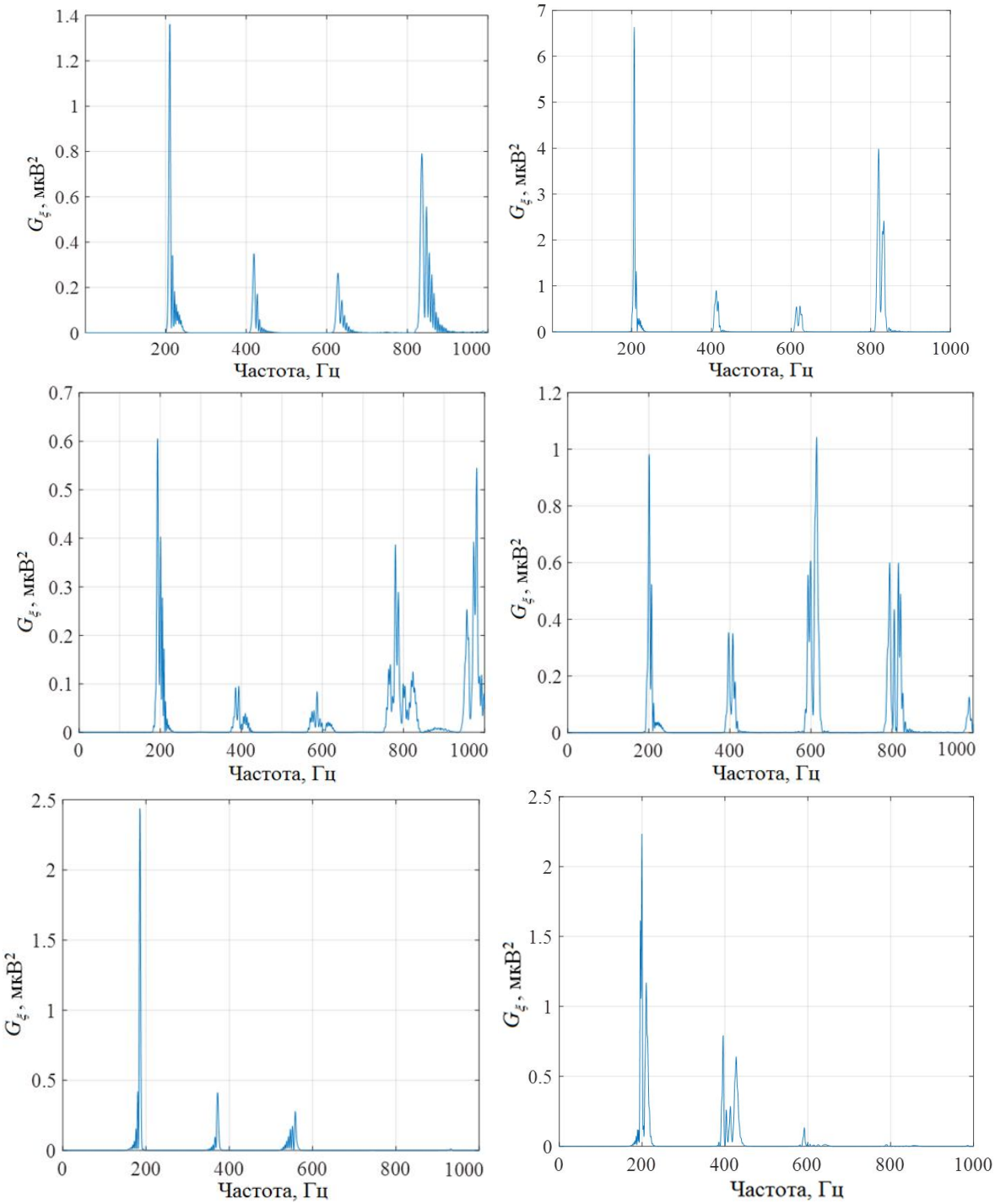


Рис. 4.8. Оцінки розподілу спектральної густини потужності деяких голосних та приголосних вокалізованих звуків

За отриманими розподілами спектральної густини потужності обчислено значення частот розміщення першого максимуму та відповідно наближеного значення частоти ОТ. Обчислено середнє значення частоти ОТ, яке становить 202,8 Гц. Використовуючи вирази (3.4) та (3.5) обчислено інтервал існування частоти ОТ. Для аналізованих реєстрограм голосового сигналу цей інтервал становить (166-239,6) Гц.

З рис.4.8, б, можна зробити висновок, що ЕМГ сигнал є значно зашумленим. Тому проведено його фільтрацію для збільшення співвідношення сигнал/шум. Для цього використано так званий метод спектрального віднімання (spectral subtraction) [120]. Суть методу полягає у відніманні оцінки шуму від зашумленого сигналу. В часовій області модель адитивної суміші корисного сигналу та шуму може бути подана у вигляді:

$$y(m)= x(m) +n(m) \tag{4.4}$$

де $x(m)$ і $n(m)$ – вхідний сигнал та шум, $y(m)$ – вихідний сигнал, як адитивна суміш, m – часовий індекс. В частотній області така суміш корисного сигналу та шуму може бути подана у вигляді:

$$Y(f)=X(f)+N(f) \tag{4.5}$$

де $X(f)$ та $N(f)$ – відповідні перетворення Фур'є корисного вхідного сигналу та шуму, а $Y(f)$ – перетворення Фур’є від вихідного сигналу, як адитивної суміші.

У випадку застосування методу спектрального віднімання проводиться накопичення та розділення на ділянки довжиною N зразків вхідного сигналу $x(m)$. Кожна ділянка опрацьовується за допомогою вікна Ханінга, а дальше, шляхом виконання дискретного перетворення Фур’є формується набір з N спектральних зразків.

На рис. 4.9 проілюстрована конфігурація блок-схеми методу спектрального віднімання.

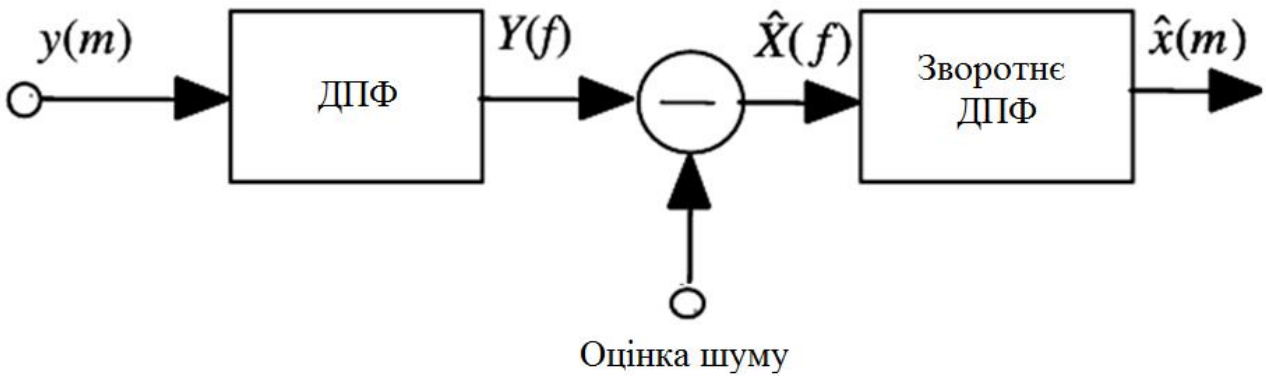


Рис. 4.9. Блок-схема методу спектрального віднімання [120]

Описати метод спектрального віднімання можна наступним чином:

$$\left|\hat{X}(f)\right|^{\mathrm{b}} = |Y(f)|^{\mathrm{b}} - \propto \overline{|N(f)|^{\mathrm{b}}} \tag{4.6}$$

де $\left|\hat{X}(f)\right|^{\mathrm{b}}$ – оцінка спектра корисного вхідного сигналу $|X(f)|^{\mathrm{b}}$ а $\overline{|N(f)|^{\mathrm{b}}}$ – оцінки усереднених спектрів адитивного шуму. При цьому припускається, що шум є стаціонарним випадковим процесом в широкому сенсі. У випадку методу спектрального віднімання амплітуди показник b є рівний 1, а для випадку методу спектрального віднімання потужності показник b є рівний 2. Параметр $\propto$ визначає кількість шуму, що віднімається від зашумленого сигналу. Середній за часом спектр шуму отримують з періодів, коли сигнал відсутній і присутній лише шум.

Описаний метод спектрального віднімання є реалізований у вигляді окремої функції в середовищі Adobe Audition 3,0. Саме в цій програмі і проведено фільтрацію сигналів методом спектрального віднімання. При цьому необхідним є задання ділянки сигналу, яка являє собою шум і не містить корисного сигналу. У нашому випадку такою ділянкою можуть бути перші дві секунди реєстрограми ЕМГ сигналу. Відповідно до методу спектрального віднімання, для цієї ділянки обчислюються оцінки амплітудного спектру, які розбиваються на вузькі смуги частот. В межах кожної смуги обчислюються параметри спектральних складових шуму. Дальше ці складові віднімаються від спектра всього сигналу та виконується

перехід із спектральної області в часову. Вигляд ЕМГ сигналу після застосування методу спектрального віднімання та нормалізації наведено на рис. 4.10.

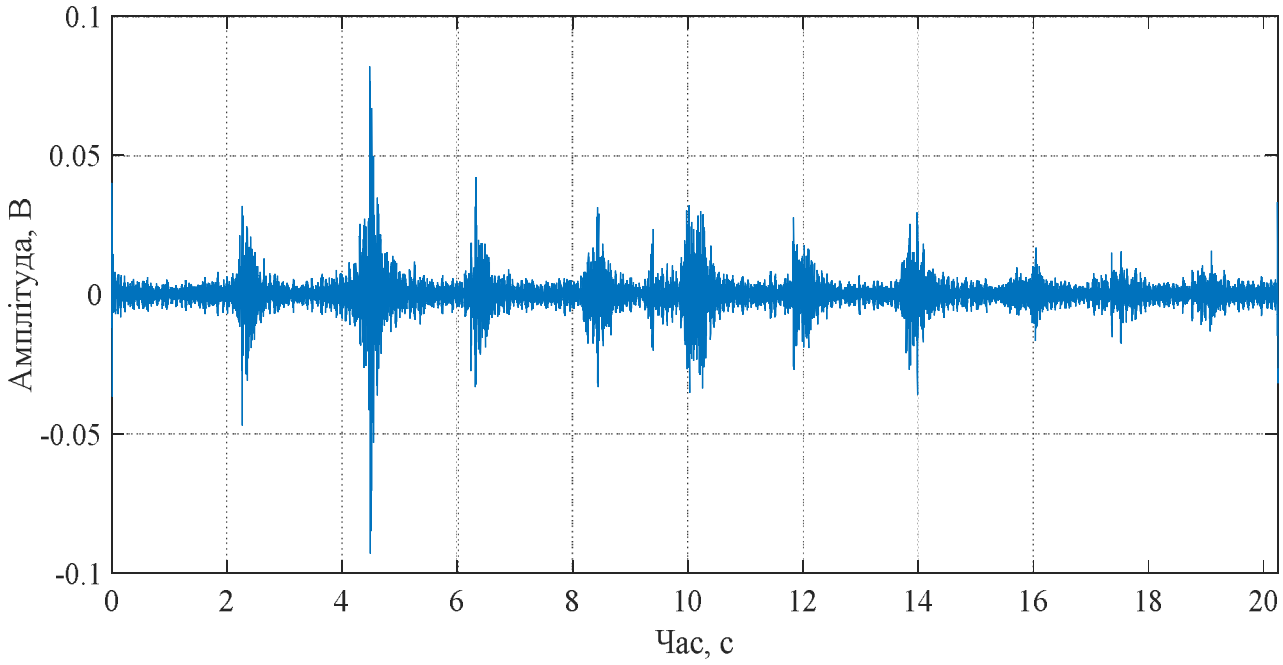
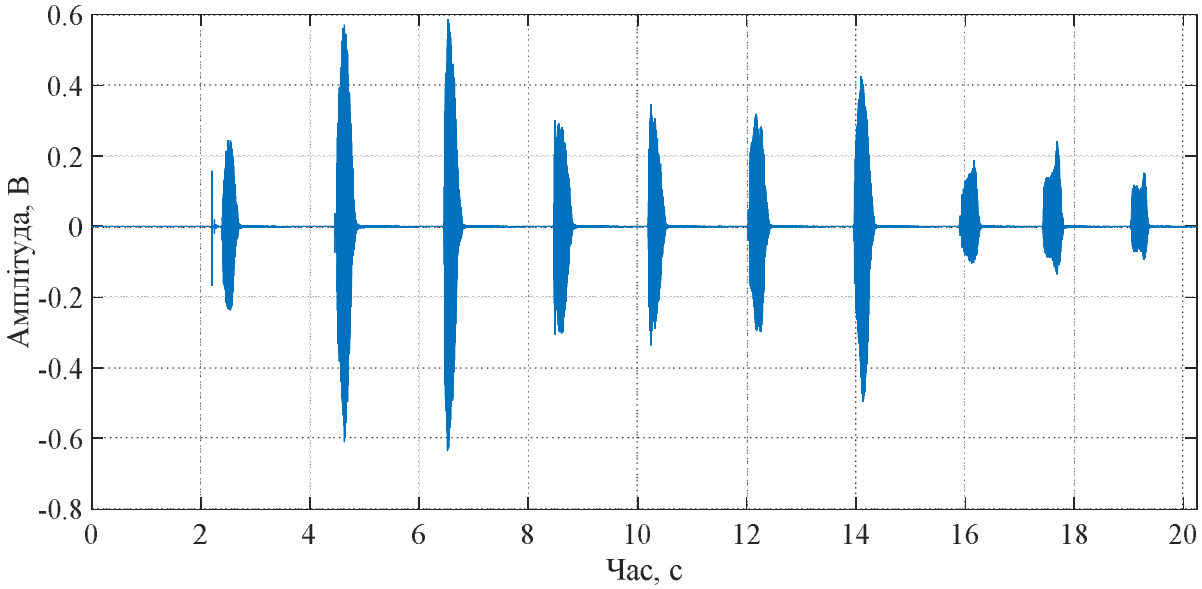


Рис. 4.10. Реєстрограма ЕМГ сигналу після застосування методу спектрального віднімання та нормалізації

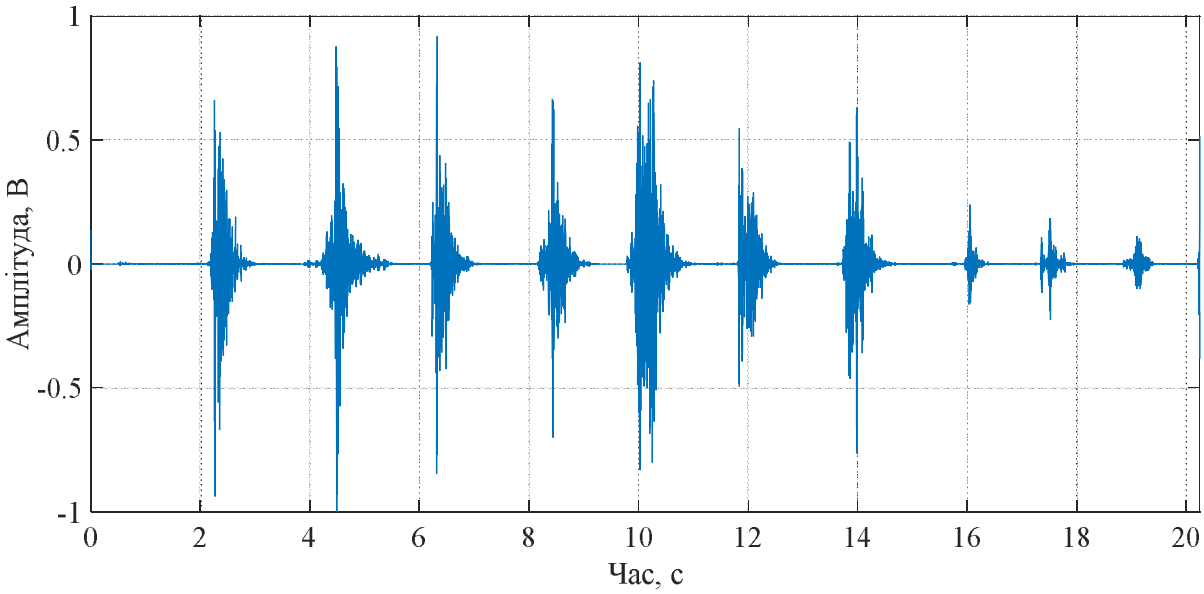
На рис. 4.10 можна легко помітити ділянки збільшення амплітуди ЕМГ сигналу, які наближено відповідають ділянкам реєстрограми голосового сигналу із голосними та приголосними вокалізованими звуками. При цьому залишився значний рівень шуму. Для кращого подавлення залишкового шуму застосовано ще раз метод спектрального віднімання та проведено нормалізацію сигналу за амплітудою. Також такий метод фільтрації застосовано і для реєстрограми голосового сигналу. Вигляд отриманих реєстрограм голосового та ЕМГ сигналів наведено на рис. 4.11.

Отриманий після повторної фільтрації ЕМГ сигнал містить ділянки з підвищеною амплітудою, які практично співпадають із ділянками голосового сигналу із окремими звуками. Однак, ці підвищення амплітуди можуть бути артефактами та викликані ковтальними рухами, рухами шиї, язика, інших органів голосового апарату в процесі відбору ЕМГ сигналу. Тому проведено оцінювання

наявності ознак ОТ в структурі такого ЕМГ сигналу [123]. Для цього застосовано розроблений метод опрацювання.



а)



б)

Рис. 4.11. Вигляд реєстрограм відфільтрованого голосового сигналу (а) та ЕМГ сигналу (б)

Сформовано ковзне вікно із шириною, яка рівна 50 періодам ОТ. Значення періоду ОТ є оберненим до частоти ОТ, наближене значення якої було попередньо отримане із зареєстрованого голосового сигналу. Величина періоду

ОТ при цьому становить 4,93 мс. Відповідно ширина вікна наближено становить 0,25 с. В межах кожної трансляції ковзного вікна обчислено оцінки розподілу спектральної густини потужності та проведено їх усереднення за частотами та потужністю на попередньо визначеному (за голосовим сигналом) інтервалі існування частоти ОТ (166-239,6 Гц). Вигляд отриманих усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності наведено на рис. 4.12.

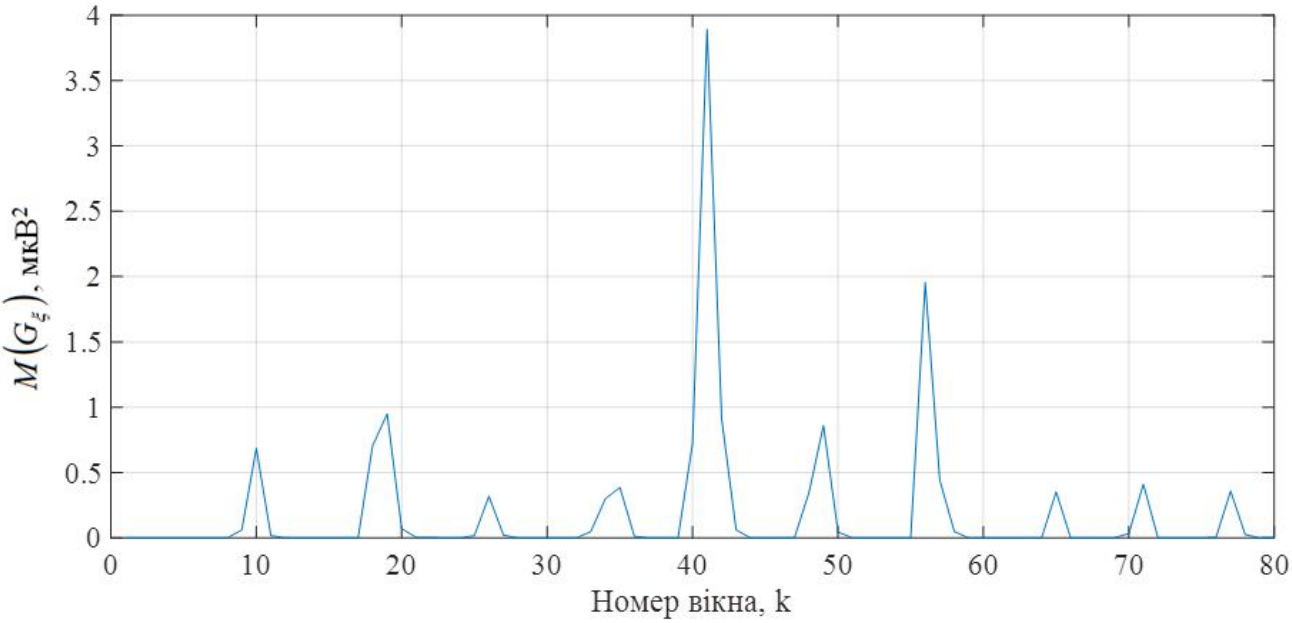


Рис. 4.12. Усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна.

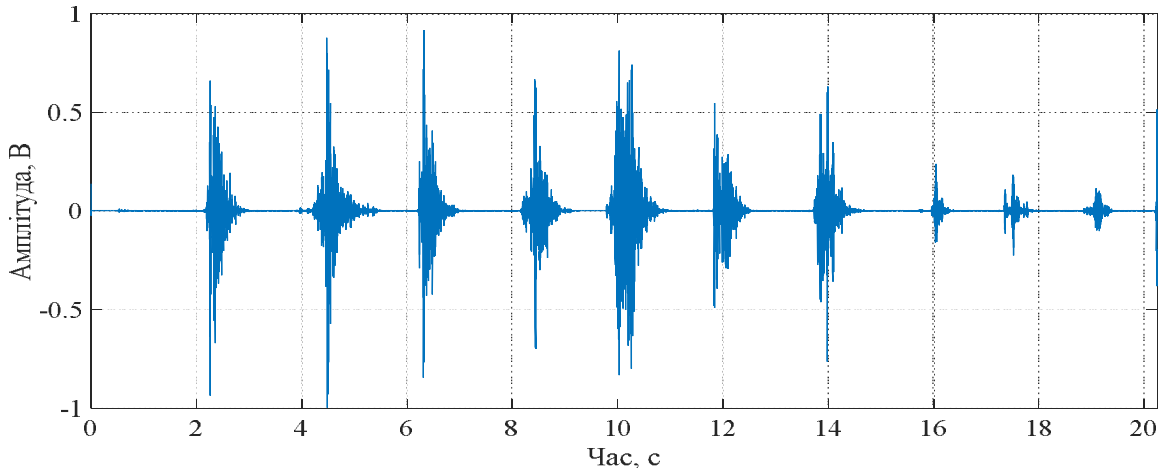
На рис. 4.13 наведено співставлення ЕМГ сигналу та усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, що обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна.

З рис. 4.13 можна зробити висновок, що складові ОТ з’являються в структурі ЕМГ сигналу швидше генерованого голосового сигналу, що додатково підтверджує окремі положення активної теорії голосотворення Р. Юссона. Отримані результати опрацювання ЕМГ сигналів додатково висвітлені в працях [121-123].

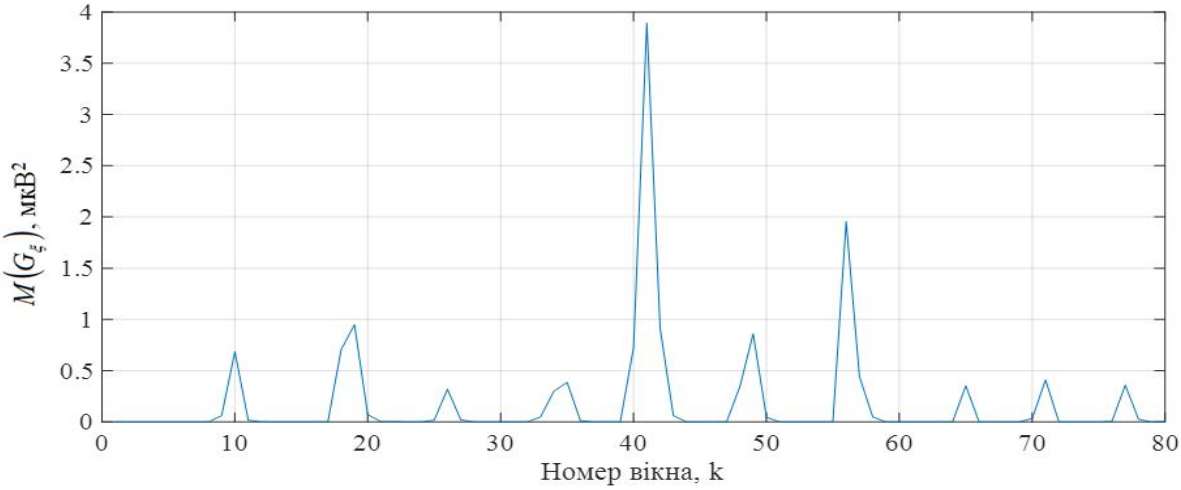
Як критерій встановлення часових інтервалів наявності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналу використано порогову функцію:

$$H = \begin{cases} 1, & якщо \quad M(G_\xi) \geq \delta \\ 0, & якщо \quad M(G_\xi) < \delta \end{cases}, \tag{4.7}$$

яка приймає значення 1 при перевищенні значень усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу (рис. 4.12) порогу δ, та значення 0 в інших випадках. Обґрунтування вибору значення порогу δ не проводилось, оскільки необхідним є набір статистики ЕМГ сигналів із пацієнтів з порушеною комунікативною функцією а значення порогу є індивідуальною характеристикою кожного окремого пацієнта і впливатиме на чутливість та точність методу опрацювання. В роботі ж апріорно вибрано поріг на рівні 0,01 мкВ^2.



а)



б)

Рис. 4.13. Вигляд ЕМГ сигналу (а) та усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, що обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна (б)

Отриманий вигляд графіка порогової функції для усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу наведено на рис. 4.14.

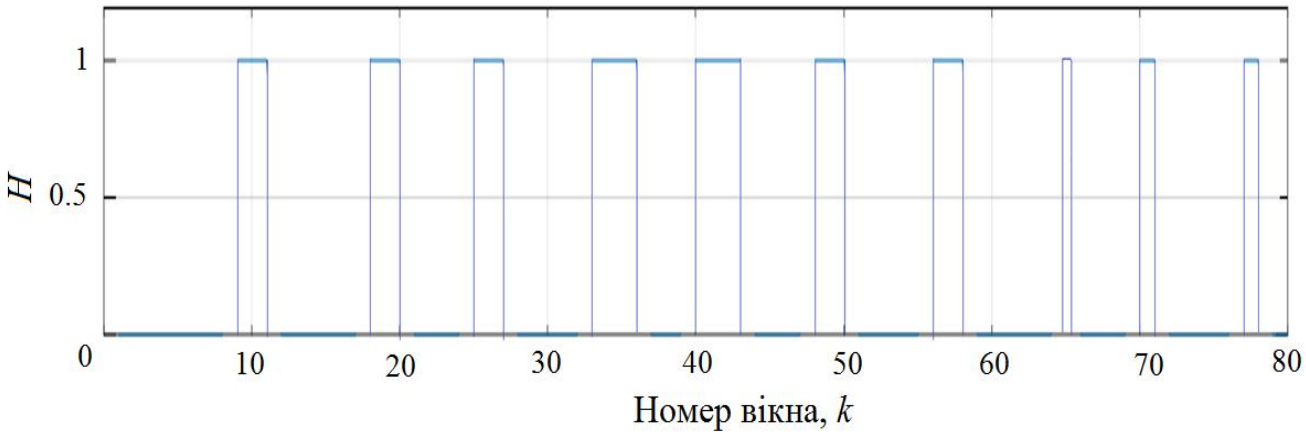
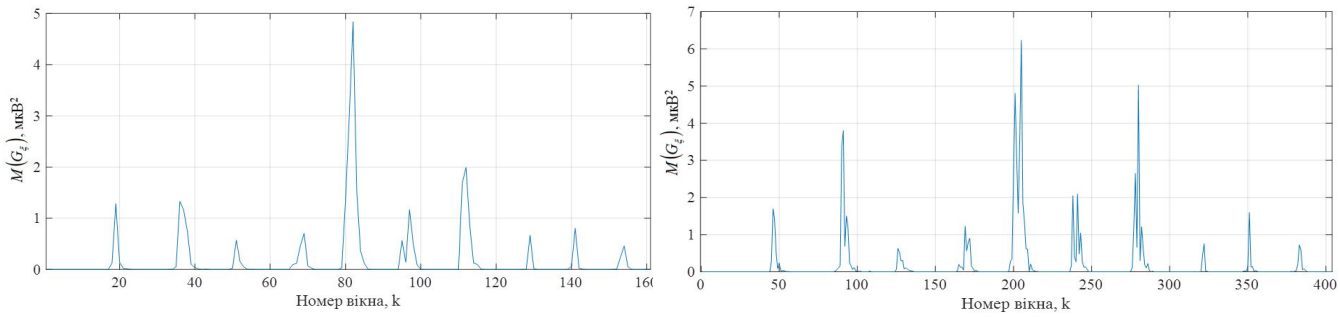


Рис. 4.14. Графік порогової функції для усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу (рис. 4.12)

Припущено, що із зменшенням ширини вікна точність визначення часових інтервалів наявності ознак ОТ підвищиться. Проведено опрацювання ЕМГ сигналу розробленим методом із застосуванням ковзного вікна, ширина якого становила 25 та 10 періодів ОТ. Графіки отриманих усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності, обчислених в межах кожної трансляції ковзного вікна, наведені на рис. 4.15.



а) б)

Рис. 4.15. Графіки усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності, обчислених в межах кожної трансляції ковзного вікна, ширина якого становила 25 періодів ОТ (а) та 10 періодів ОТ (б)

Встановлено, що із зменшенням ширини вікна підвищується точність виявлення часових інтервалів наявності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналу, однак значно зростає обчислювальна складність та необхідні обчислювальні потужності (при збільшенні кількості трансляцій ковзного вікна пропорційно збільшується кількість необхідних обчислень), що проявляється в часі, необхідному для проведення обчислень. Серед трьох розглянутих значень ширини ковзного вікна оптимальним з точки зору точності виявлення часових інтервалів наявності ознак ОТ та затраченого на обчислення часу є значення ширини вікна, рівне 25 періодів ОТ, що в нашому випадку становить 0,123 с.

На рис. 4.16 наведено графіки обчисленої порогової функції *H* та голосового сигналу (рис. 4.11,а).

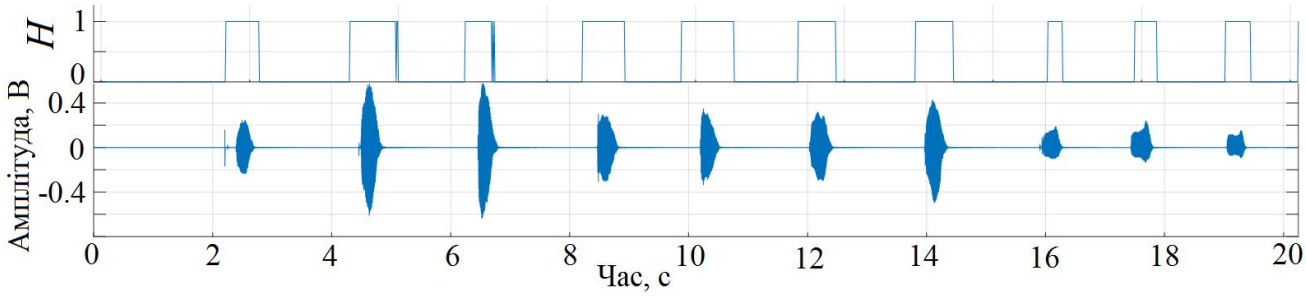


Рис. 4.16. Співставлення графіків обчисленої порогової функції *H* (верхній графік) та голосового сигналу (нижній графік)

При цьому зроблено висновок про те, що запропонований метод опрацювання ЕМГ сигналів придатний для виявлення ознак ОТ в структурі таких сигналів відповідно до другого етапу запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини, а за значеннями порогової функції *H* можна встановлювати часові інтервали присутності таких ознак.

Як і у випадку опрацювання ЕЕГ сигналів, розроблено блок-схему алґоритму реалізації методу опрацювання ЕМГ сигналів на основному етапі. Вона наведена на рис. 4.17 та є продовженням алґоритму, блок-схема якого наведена на рис. 3.27.

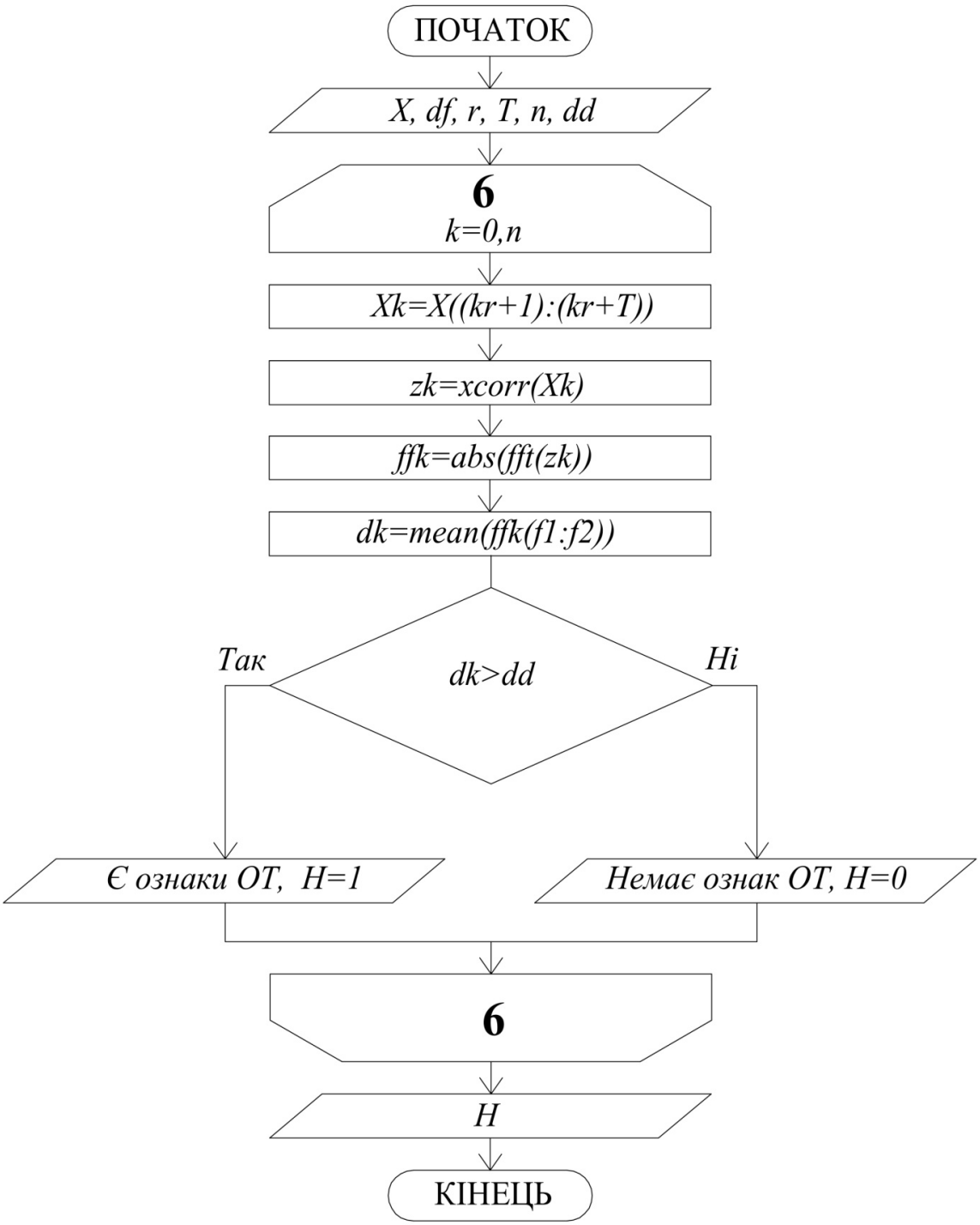


Рис. 4.17. Алґоритм реалізації методу опрацювання ЕМГ сигналів на основному етапі

Отже отримані результати опрацювання ЕМГ сигналів підтвердили можливість встановлення часових інтервалів наявності ознак ОТ в їхній структурі при намаганні пацієнтами вимовляти голосні та приголосні вокалізовані звуки, що підтвердило можливість виконання другого етапу запропонованого способу

компенсації порушеної комунікативної функції людини (рис. 1.7, б).

4.4. Оцінювання достовірності результатів опрацювання біосигналів

Запропоновані вище критерії встановлення часових моментів початку та закінченя процесу мовлення і наявності ознак ОТ в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів а також проведені статистичні розрахунки носять імовірнісний характер і відповідно потребують оцінювання достовірності прийнятих на їхній основі рішень. Проведемо оцінювання ймовірності допущення запропонованими критеріями помилок першого та другого роду.

4.4.1. Достовірність результатів опрацювання електроенцефалографічних сигналів

Як згадувалось вище, за критерій встановлення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення запропоновано використати значення варіації усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності вибірок з ЕЕГ сигналу в межах ковзного вікна. За нульову гіпотезу H_0 висунуто припущення, що в стані спокою (комунікативна функція не реалізується) значення дисперсії усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності прийматимуть значення $d\xi_1$. В якості альтернативної гіпотези H_1 висунуто припущення, що в момент початку реалізації комунікативної функції значення дисперсії прийматимуть значення$d\xi_2$, такі, що $d\xi_1 \neq d\xi_2$. Тобто, на кусках стаціонарності ЕЕГ сигналу вибіркові дисперсії $d_{\xi n}$ усереднених оцінок розподілу спектральної потужності будуть майже однаковими і відрізнятись для різних кусків стаціонарності. Для оцінювання статистичної значимості результатів опрацювання та їх достовірності використаємо критерій Фішера [124, 125], який дає можливість порівнювати величини вибіркових дисперсій двох рядів спостережень. Позначимо через d_1 і d_2 вибіркові оцінки дисперсій $d_{\xi 1}$ і $d_{\xi 2}$. Тоді статистика критерію Фішера буде:

$$F = \frac{d_1}{d_2} \tag{4.8}$$

За цим значенням використовуючи довідкові табличні дані можна оцінити рівень значимості результатів опрацювання ЕЕГ сигналів, провести побудову осі значимості, формування висновку про прийняття гіпотези H_0 чи відкидання її на користь гіпотези H_1 і, відповідно, оцінювання достовірності прийнятого рішення.

При статистичній обробці даних зазвичай задаються деяким рівнем значущості α, що характеризує допустиму для дослідження ймовірність помилки першого роду. Застосовуючи критерій Фішера можна оцінити рівень значущості результатів опрацювання. При цьому, величина 1-α називається довірчою ймовірністю або достовірністю правильного прийняття рішення [125]. Якщо позначити ймовірність помилки другого роду через β, то величина 1-β називається потужністю критерію [124], і в цьому плані при порівнянні дисперсій двох числових рядів, якими можуть бути подані дві вибірки із реалізацій ЕЕГ сигналу, критерій Фішера є потужним критерієм [124].

Для використання критерію Фішера було проведено оцінювання вибіркових дисперсій послідовності значень усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності (рис. 4.5). На рис. 4.18 позначено d_1 – d_5 вибіркові дисперсії з об'ємом вибірки – 10 значень. При цьому: d_1=4,2465 мкВт^2, d_2=4,4063 мкВт^2, d_3=34,1038 мкВт^2, d_4=94,3297 мкВт^2, d_5=103,507 мкВт^2. Вимогою до процесу обчислення значення критерію Фішера є відношення більшого значення дисперсії до меншого.

Обчислено чотири значення критерію Фішера:

$$F_1 = \frac{d_2}{d_1} = 1{,}0376; \quad F_2 = \frac{d_3}{d_2} = 7{,}7398; \quad F_3 = \frac{d_4}{d_3} = 2{,}7659; \quad F_4 = \frac{d_5}{d_4} = 1{,}0973.$$

Значення критерію F_1 обчислено для двох вибіркових дисперсій, що відповідають ділянці ЕЕГ сигналу в стані спокою. При цьому має підтвердитись нульова гіпотеза про незначущу різницю між цими двома дисперсіями.

Значення критерію F_2 обчислено для двох вибіркових дисперсій, перша з яких відповідає ділянці ЕЕГ сигналу в стані спокою, а друга – в стані реалізації комунікативної функції. При цьому нульова гіпотеза має бути відкинута на користь альтернативної – різниця між значеннями вибіркових дисперсій є значущою.

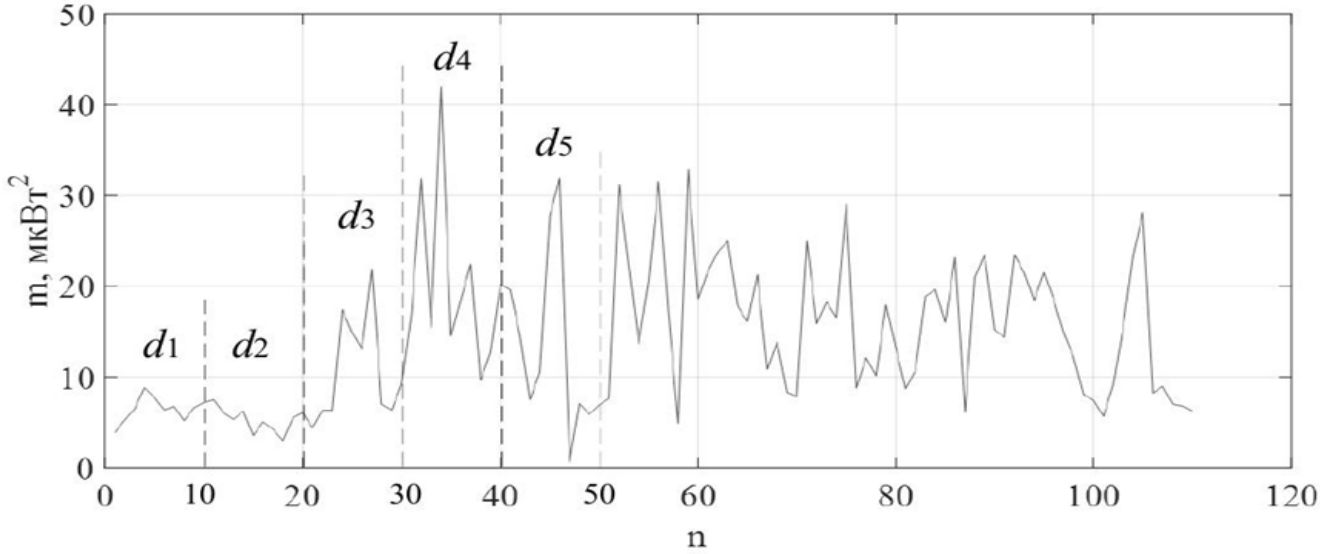


Рис. 4.18. Графік зміни усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності та ділянки обчислення вибіркових дисперсій $d_1 – d_5$

Значення критерію F_3 та F_4 обчислено для вибіркових дисперсій, що відповідають ділянці ЕЕГ сигналу в стані реалізації комунікативної функції. При цьому також має підтвердитись нульова гіпотеза про незначущу різницю між цими дисперсіями.

Для підтвердження висунутих припущень необхідно, щоб значення F_1, F_3 та F_4 попадали в зону незначущості критерію, а значення F_2 – в зону значущості. Для цього побудовано вісь значущості. Для степенів свободи n-1=9 та m-1=9 (n=m=10) вибірок за табличними даними [125] знайдено критичні значення критерію Фішера Fкр для ймовірностей p=0,05 та p=0,01. Ці значення відкладено на одній осі та позначено зону значущості, зону незначущості та зону невизначеності. Якщо обчислене значення критерію Фішера попадає в зону

незначущості, то приймається нульова гіпотеза з ймовірністю більше 0,05; якщо значення критерію попадає в зону значущості, то нульова гіпотеза відкидається на користь альтернативної з ймовірністю 0,01; якщо значення критерію попадає в область невизначеності то не можна однозначно прийняти або відкинути нульову гіпотезу.

На рис. 4.19 відкладено обчислені значення критеріїв F_1 - F_4 на осі значущості критерію Фішера та встановлено, що значення критеріїв F_1, F_3 та F_4 попадають в зону незначущості, а значення F_2 – в зону значущості.

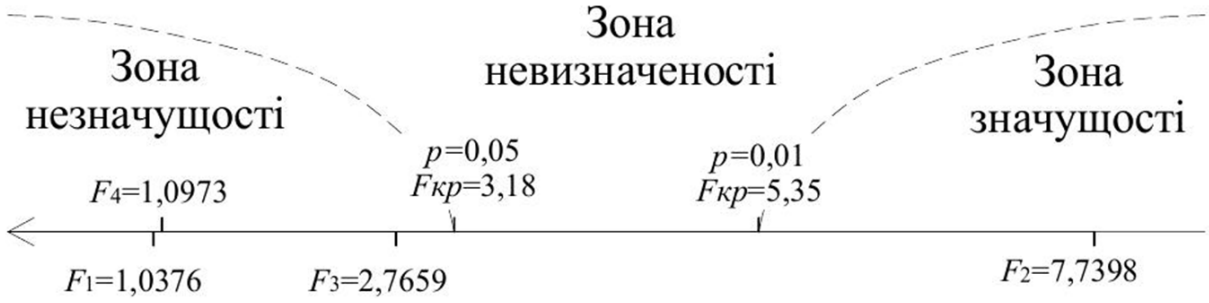


Рис. 4.19. Вісь значущості критерію Фішера

Відповідно, використання запропонованого критерію визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення за варіацією усереднених оцінок спектральної густини потужності вибірок з ЕЕГ сигналів дозволяє з достовірністю 0,99 (не менше 99%) встановити стан підвищення мозкової активності в процесі реалізації комунікативної функції.

В пункті 2.5 висунуто припущення, що точність встановлення початку та закінчення процесу реалізації комунікативної функції зросте, якщо наступне і попереднє вінко, в межах якого обчислюються усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності, будуть перекриватись на величину *tau.* Для підтвердження цього припущення проведено оцінювання достовірності прийняття рішення з використаням критерію Фішера, для якого оцінки вибіркових дисперсій обчислювались для реалізації усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності при $tau=0,2\,T_{vikno}$ (рис. 4.6). Отримані реалізації наведені на рис. 4.20.

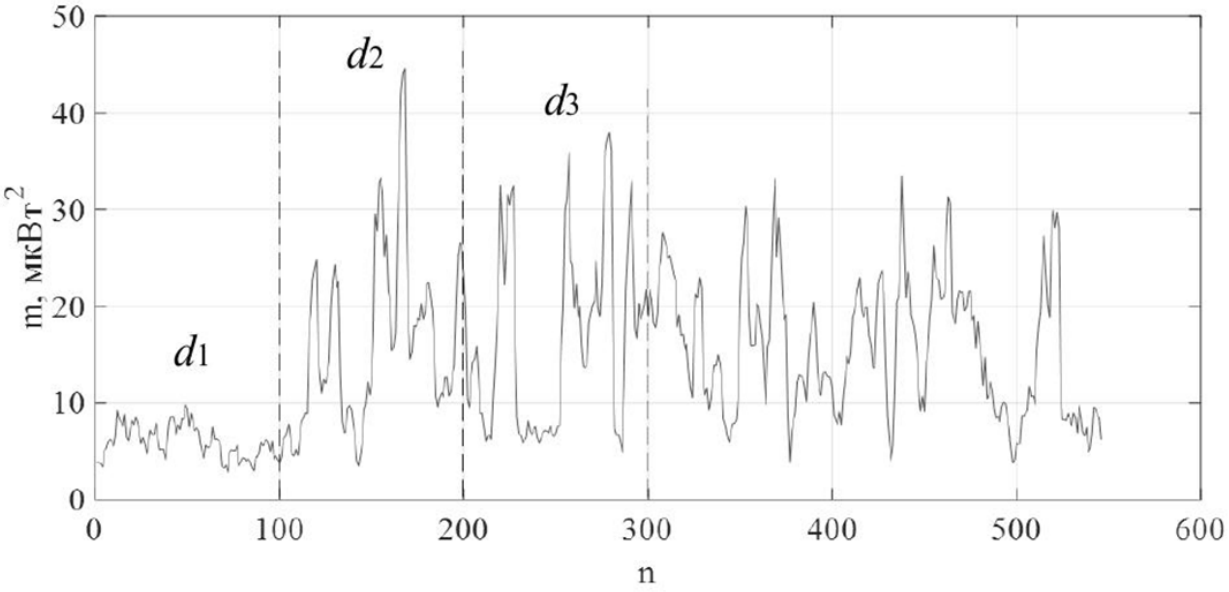


Рис. 4.20. Графік зміни усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності та ділянки обчислення вибіркових дисперсій d_1 – d_3 при $tau=0,2\,T_{vikno}$

При цьому об’єм вибірок становив 100 значень. Для цієї кількості степенів свободи за табличними даними [125] знайдено критичні значення критерію Фішера Fкр для ймовірностей p=0,05 та p=0,01. Обчислено значення вибіркових дисперсій d_1=14,3310 мкВт^2, d_2=82,6879 мкВт^2, d_3=88,4858 мкВт^2 та значення F_1 і F_2:

$$F_1 = \frac{d_2}{d_1} = 5{,}7698; \qquad F_2 = \frac{d_3}{d_2} = 1{,}0701;$$

Отримані значення відкладено на осі значущості (рис. 4.21).

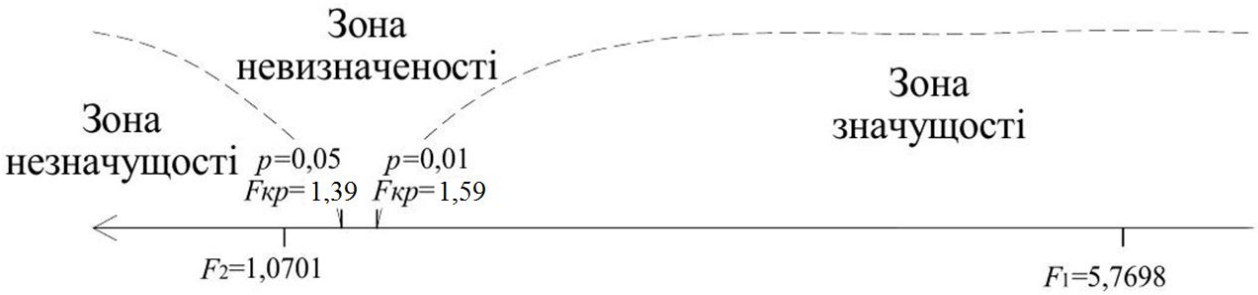


Рис. 4.21. Вісь значущості критерію Фішера

З рис. 4.21 можна зробити висновок, що значення F_1 знаходиться набагато дальше по осі від значення Fкр при p=0,01 і відповідно при більших об'ємах вибірок, для яких обчислюються вибіркові дисперсії, достовірність прийнятого рішення зростає.

4.4.2. Достовірність результатів опрацювання електроміографічних сигналів

Оцінювання достовірності виявлення ознак ОТ за результатами опрацювання ЕМГ сигналів не проводилось, оскільки ділянки ймовірної присутності таких ознак в структурі ЕМГ сигналів були наперед відомі (проводився паралельний відбір голосових сигналів) а за результатами опрацювання розробленим методом встановлено такі ж ділянки в структурі ЕМГ сигналів. В результаті повторного опрацювання інших ЕМГ сигналів помилок першого та другого роду не виникало.

4.5. Пропозиція щодо практичної реалізації системи компенсації порушеної комунікативної функції людини

Важливим є питання практичного використання отриманих результатів та можливості розроблення технічної системи компенсації порушеної комунікативної функції людини.

Обґрунтована в другому розділі роботи математична модель є основою розроблених методів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів, а в кінцевому випадку – алґоритмів функціонування технічної системи компенсації порушеної комунікативної функції людини. Структура цієї системи описана в розділі 3 роботи. Однак застосування електроенцефалографічного комплексу «Нейроком» чи подібних йому для вирішення поставленої задачі на практиці буде складним для лікарів та незручним для пацієнтів, оскільки в процесі експериментального відбору ЕЕГ сигналів встановлено недосконалість конструкції шапочки для фіксації електродів та самих електродів, що значно впливає на якість відібраного статистичного матеріалу та кінцевий результат опрацювання. Так, в більшості

сучасних електроенцефалографічних комплексів застосовуються шапочки із силікону чи резинових трубок, до яких кріпляться електроди. Однак в процесі відбору особливо складним є забезпечення надійної фіксації електродів до шапочки в необхідних місцях (відповідно до системи накладання «10-20%») та надійного контакту із поверхнею голови пацієнта. Застосування ж 16-ти відведень (чи більше) потребує контролю фіксації чи контакту кожного з електродів. Також метод реєстрації є чутливим до мимовільних рухів голови, рухів очей пацієнта тощо, що призводить до появи в структурі відібраних ЕЕГ сигналів артефактів руху, які помилково можуть бути сприйняті в результаті наступного опрацювання за ознаки намагання реалізації пацієнтом комунікативної функції (намагання щось сказати).

Проаналізувавши конструкції ЕЕГ електродів помічено, що більшість сучасних комплексів для проведення ЕЕГ досліджень комплектуються чашковими електродами, які працюють за принципом створення ємнісної системи між струмопровідною поверхнею електрода та поверхнею шкіри. Електроди розміщуються на поверхні шкіри голови через волосяний покрив. Це погіршує якість контакту електродів із шкірою голови та викликає виникнення шумової складової в структурі відібраних сигналів, появи артефактів руху тощо. При застосуванні ж змочування чи спеціального струмопровідного гелю відбувається його видавлювання зпід електрода, деяке розтікання по волоссю чи поверхні голови і в результаті збільшення площі контакту. Застосування гелю є некомфортним для пацієнта, коли мова йде про тривалий відбір ЕЕГ сигналів. Особливості конструкції чашкових електродів енцефалографа «Нейроком» наведено на рис. 4.22 та рис.4.23.

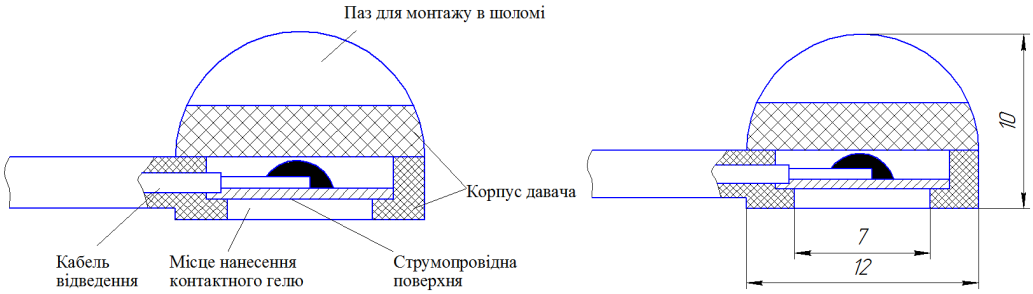


Рис. 4.22. Конструкція чашкових електродів енцефалографа «Нейроком»

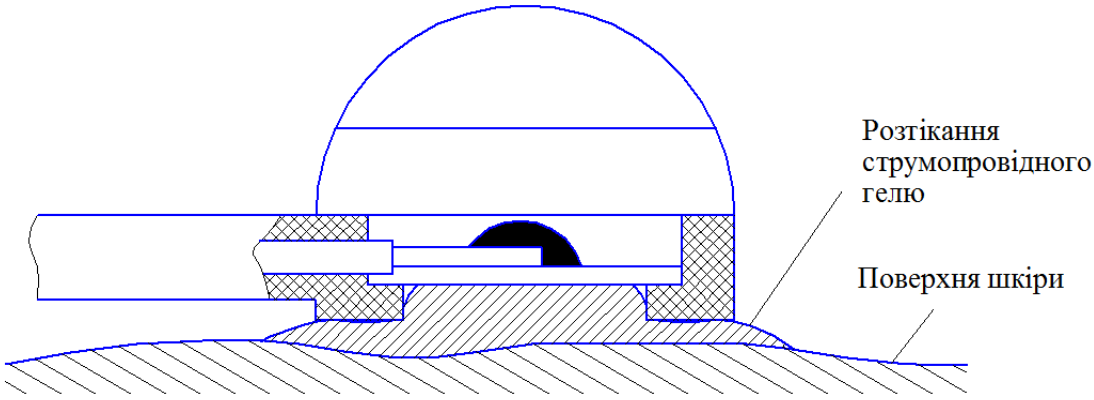


Рис. 4.23. Розтікання струмопровідного гелю по поверхні шкіри

В роботі пропонується розробити конструкцію, що являтиме собою блок підсилення біопотенціалів, який розміщуватиметься на задній поверхні шиї. Від верхньої частоти блоку виходитимуть дві довгі пластини (з вигинами відповідно до форми голови) до лівого та правого виска. На закінченнях цих пластин буде розміщено по три електроди (оскільки мовні центри у різних людей можуть розміщуватись як з правої так і з лівої сторони мозку то і електроди пропонується накладати з обох сторін). Від нижньої частини блоку виходитимуть дві короткі пластини та неповністю огинатимуть шию. На них розміщуватимуться електроди для відбору ЕМГ сигналів в області голосових складок. І верхні і нижні пластини матимуть можливість регулювання їх довжини та величини вигинів для забезпечення максимального прилягання до голови (розміри голови можуть різнитись у різних людей) та зменшення дискомфорту пацієнтів. Всередині пластин проходитимуть провідники, що з’єднуватимуть електроди із відповідними входами блока відбору. Вигляд пропонованої конструкції наведено на рис. 4.24.

Пропонується виготовити електроди із нерівномірною формою чутливої поверхні, зокрема у вигляді дрібних голок із заокругленими вершинами, які вільно проникатимуть крізь волосяний покрив до поверхні шкіри голови пацієнта. При цьому відпаде необхідність застосування струмопровідного гелю, що буде більш комфортним для пацієнтів.

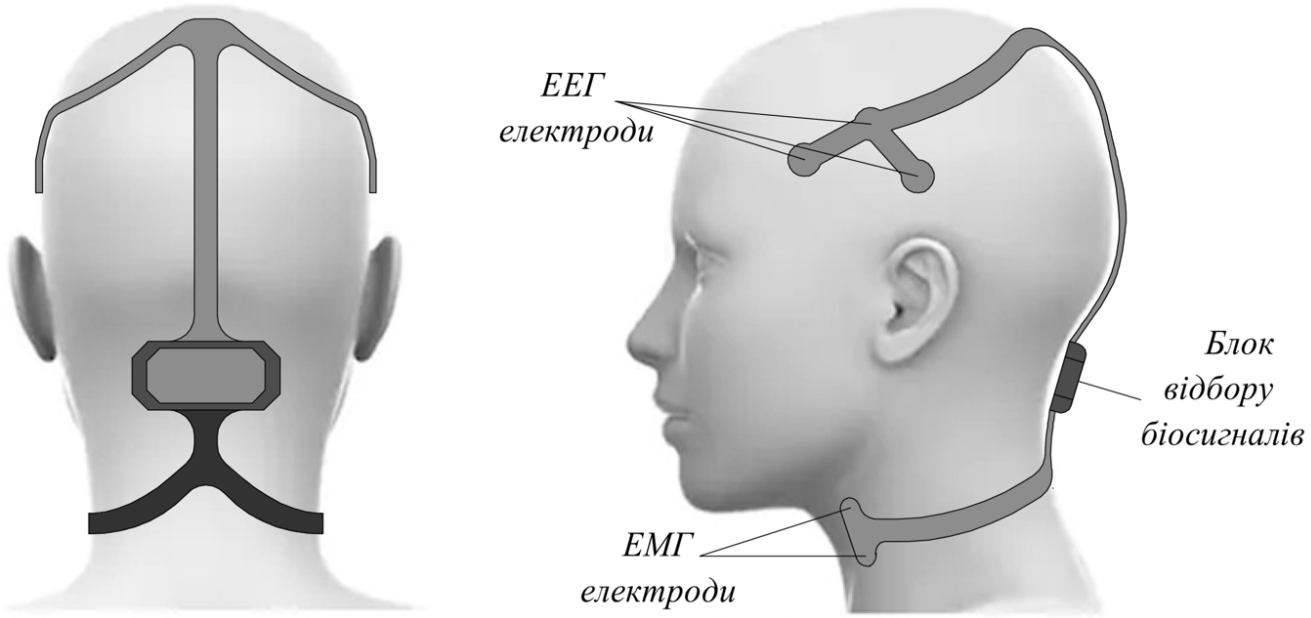


Рис. 4.24. Пропонована конструкція системи компенсації порушеної комунікативної функції

Приклад пропонованої конструкції таких сухих електродів наведено на рис. 4.25. Такі ж електроди пропонується використати і для відбору ЕМГ сигналів.

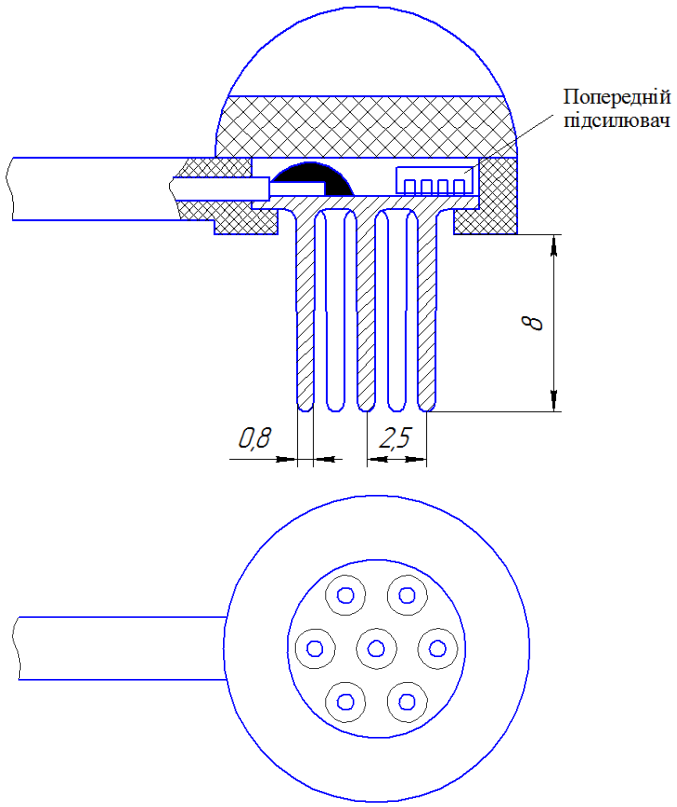


Рис. 4.25. Пропонована конструкція сухого електрода

Оскільки у випадку застосування таких електродів значно зменшиться площа контакту чутливої поверхні електрода із поверхнею шкіри, то значно зросте опір відведення (до одиниць-десятків мегаом). Тому пропонується в конструкції електродів встановити операційні підсилювачі із великим вхідним опором, що включені за схемою повторювача напруги. Це дасть можливість збільшення вхідного опору блока відбору та узгодження його із опором джерела сигналу. В якості таких операційних підсилювачів можуть бути використані підсилювачі фірми Texas Instruments TLC272CP, вхідний опір яких становить 10^{12} Ом, або аналогічні. В конструкції електрода, що наведений на рис. 4.25, передбачено встановлення всередині такого підсилювача в SMD виконанні.

Власне блок відбору включатиме два ідентичні модулі відбору, кожен з яких міститиме 4 канали підсилення – три з яких призначені для відбору ЕЕГ сигналів у монополярному режимі (відносно сигнального спільного виводу SGND) та один канал для відбору ЕМГ сигналів. Кожен канал підсилення побудовано за аналогією із каналами підсилення електроенцефалографа «Нейроком». Підсилені ЕЕГ та ЕМГ сигнали надходять на входи аналогового мультиплексора, який почергово комутує їх до виходу (технологія TDM – Time Division Multiplexing). Отриманий сигнал оцифровується та через модуль інтерфейсу подається на обчислювальний засіб. Для автономної роботи в влок відбору включено малогабаритну акумуляторну батарею та блок живлення, який формує необхідні значення напруг живлення складових вузлів блока. Функціональна схема пропонованого модуля відбору наведена на рис. 4.26. Між підсилювачами в кожному каналі встановлено RC ланки, що являють собою ФВЧ, налаштовані на частоту зрізу 0,73 Гц для унеможливлення проходження постійної складової. Що може з’являтись в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів. Коефіцієнти підсилення операційних підсилювачів також будуть різними для ЕЕГ та ЕМГ сигналів і потребуватимуть індивідуального підбору через індивідуальні особливості пацієнтів (провідність шкіри, величина наведеного на поверхні шкіри потенціалу тощо). Використання ж двох модулів передбачене для відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів як з лівої так і з правої поверхонь шиї та готови.

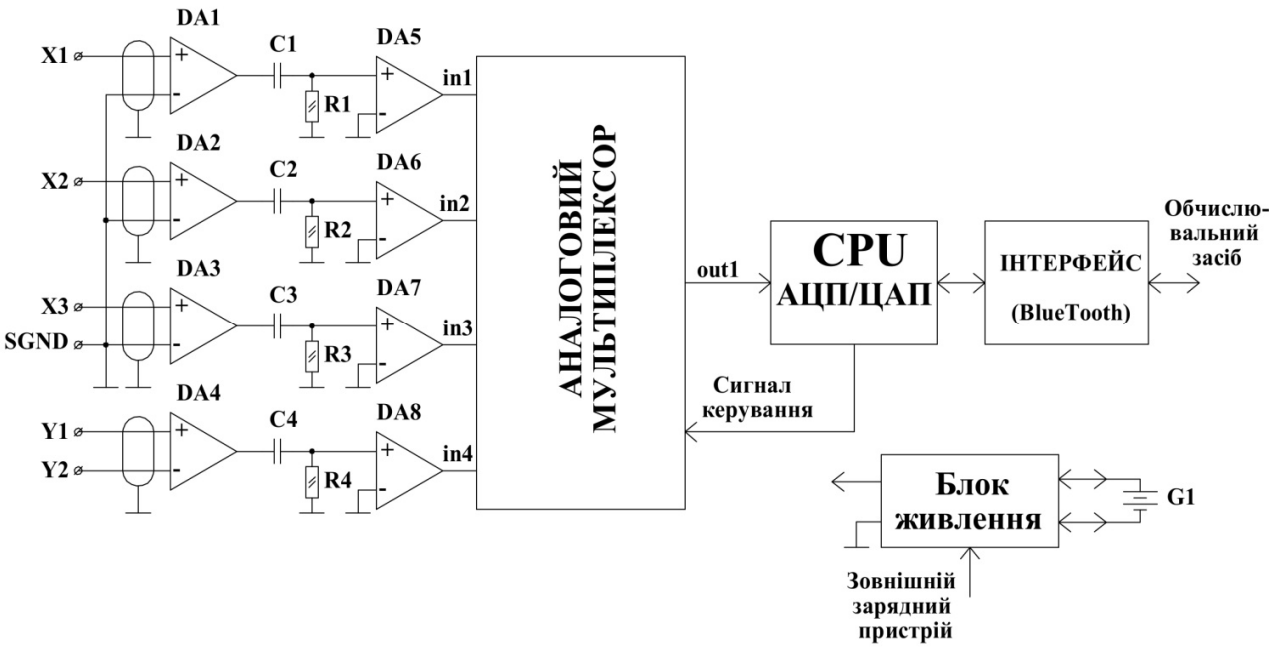


Рис. 4.26. Функціональна схема пропонованого блока відбору біосигналів

Використання модуля інтерфейсу (BlueTooth) та джерела автономного живлення виключить необхідність використання будь яких провідників для підключення системи до обчислювального засобу, окрім заряджання внутрішньої акумуляторної батареї. В якості обчислювального засобу може бути використаний персональний комп’ютер чи смартфон, на якому буде встановлено програмне забезпечення, яке проводитиме опрацювання відібраних сигналів розробленими методами. Результати опрацювання (відповідно до третього етапу запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини) виводитимуться на екран смартфона чи персонального комп’ютера у вигляді тексту, який намагався сказати пацієнт, чи на гучномовці, розміщені на коротких пластинах запропонованої системи у випадку озвучування цього тексту.

Всі елементи конструкції системи компенсації порушеної комунікативної функції та самих електродів пропонується виготовити із застосуванням технологій 3-D друку із спеціальних біологічно стійких антистатичних матеріалів, наприклад ABS Antistatic чи нейлону. Чутливу поверхню електродів необхідно покрити важкорозчинним струмопровідним матеріалом, наприклад хлоридом срібла.

4.6. Висновки до розділу 4

Для встановлення початку та закінчення процесу мовлення за ЕЕГ сигналом застосовано розроблений метод опрацювання. При цьому, в межах кожної трансляції ковзного вікна проводилось обчислення оцінок розподілу спектральної густини потужності. Потім обчислювалось усереднення від цих оцінок. Встановлено, що запропоновані усереднені оцінки є чутливими до проявів зміни мозкової активності в структурі ЕЕГ сигналів при реалізації комунікативної функції людини.

Як критерій визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення використано варіацію усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності. Встановлено, що значення варіації збільшуються більш як на порядок при наявності ознак процесу мовлення. Запропонований критерій є чутливим.

Для виділення ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів проведено їх опрацювання розробленим методом. В межах кожної трансляції ковзного вікна проводилось обчислення оцінок розподілу спектральної густини потужності та усереднення їх в діапазоні існування частоти ОТ. Встановлено, що на ділянках ЕМГ сигналу, які відповідають процесу голосотворення, спостерігається різке збільшення значень отриманих оцінок.

Як критерій визначення наявності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів використано порогову функцію, яка приймає значення 1 при перевищенні значень усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу певного порогу, та значення 0 в інших випадках. Значення порогу необхідно підбирати індивідуально в кожному конкретному випадку в залежності від необхідної точності встановлення часових інтервалів присутності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів. В дослідженнях обґрунтування вибору значення порогу не проводилось.

Проведено оцінювання достовірності отриманих результатів на основі критерію Фішера. Встановлено, що використання запропонованого критерію

визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення за варіацією усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності вибірок з ЕЕГ сигналів дає можливість з достовірністю 99% встановити стан підвищення мозкової активності в процесі реалізації комунікативної функції.

Запропоновано варіант практичного виконання конструкції системи компенсації порушеної комунікативної функції людини із застосуванням технологій 3-D друку.

ВИСНОВКИ

У дисертації розв’язано актуальну наукову задачу обґрунтування вибору математичної моделі та розроблення методів опрацювання біосигналів, які дають можливість виділення інформативних ознак процесу мовлення в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини.

При цьому отримано наступні результати:

1. Обґрунтовано спосіб компенсації порушеної комунікативної функції людини, що полягає в паралельній реєстрації та опрацюванні ЕЕГ сигналу, що відібраний з поверхні голови пацієнта поблизу мовних центрів, та ЕМГ сигналу, що відібраний з поверхні шиї пацієнта поблизу голосових складок. За результатами опрацювання ЕЕГ сигналів встановлюються часові інтервали початку та закінчення процесу мовлення, а за результатами опрацювання ЕМГ сигналів встановлюються часові моменти присутності ознак ОТ, що є індикаторами голосних та приголосних вокалізованих фонем.

2. Проведено аналіз і класифікацію відомих способів математичного опису та методів опрацювання ЕЕГ і ЕМГ сигналів та встановлено, що адекватним фізичній природі таких біосигналів а також задачі виявлення в їхній структурі ознак процесу мовлення є подання такого класу біосигналів у вигляді кусково стаціонарного випадкового процесу.

3. Розроблено методи статистичного опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів, що ґрунтуються на оцінюванні розподілів спектральної густини потужності вибірок з таких сигналів в межах ковзного вікна.

4. Обґрунтовано план експериментальних досліджень та проведено відбір і опрацювання ЕЕГ і ЕМГ сигналів групи осіб для верифікації розроблених методів. Встановлено, що: варіації усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності вибірок з ЕЕГ сигналу є інформативними ознаками стану зміни мозкової активності при реалізації комунікативної функції та для стану спокою відрізняються більше як на порядок відносно таких же оцінок,

обчислених для стану намагання реалізувати комунікативну функцію; усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності вибірок з ЕМГ сигналу в діапазоні існування частоти ОТ є інформативними ознаками наявності ОТ при намаганні особи вимовляти подумки голосні та приголосні вокалізовані звуки. За значеннями запропонованих інформативних ознак можна проводити виявлення та ідентифікацію окремих фонем для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини.

5. Проведено оцінювання достовірності отриманих результатів опрацювання із застосуванням критерію Фішера. Встановлено, що використання для визначення часових інтервалів початку та закінчення процесу мовлення значень варіації усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності вибірок з ЕЕГ сигналів дає можливість з достовірністю 99% встановити стан підвищення мозкової активності в процесі реалізації комунікативної функції а за результатами опрацювання ЕМГ сигналів встановити часові моменти присутності ознак ОТ.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Кашкин В.Б. Введение в теорию коммуникации: учеб. пособие. М. ФЛИНТА, 2013. 224 с.

2. Кашкин В.Б. Введение в теорию коммуникации: учеб. пособие. Воронеж. Изд-во ВГТУ, 2000. 175 с.

3. Основы теории коммуникации: Учебник. Под ред. проф. М.А. Василика. М. Гардарики, 2003. 615 с.

4. Гавра Д. Основы теории коммуникации: Учебное пособие. Стандарт третього поколения. СПб. Питер, 2011. 288 с.

5. Гнатюк О.Л. Основы теории коммуникации. Учебное пособие. М. КНОРУС, 2010. 256 с.

6. Українська мова (за правознавчим спрямуванням): Навчальний посібник. О.А. Лисенко, В.М. Пивоваров, Л.М. Сідак та ін. Х. Нац. юрид. ун-т ім. Ярослава Мудрого, 2014. 340 с.

7. . Пономарів О.Д., Різун В.В,. Шевченко Л. Ю. Сучасна українська мова: Підручник. За ред. Пономарева О.Д. К. Либідь, 2001. 400 с.

8. Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика. Учеб. для вузов. 4-е изд., перераб. и дополн. М. Дрофа, 2003. 560 с.

9. Абакумов В.Г,. Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг. К. Нора-прінт, 2001. 516 с.

10. Пальчун В.Т., Крюков А.И. Оториноларингология: руководство для врачей. М. Медицина, 2001. 616 с.

11. Бабияк В.И., Накатис Я.А. Клиническая оториноларингология: руководство для врачей. СПб. Гиппократ, 2005. 800 с.

12. Джафек Б., Старк Е. Секреты оториноларингологии. Пер. с англ. Под ред. Новикова Н.И., Овчинникова А.Ю. Пер. с англ. СПб. Бином, 2001. 624 с.

13. Хватцев М.Е. Логопедия. Книга для преподавателей и студентов высшых педагогических заведений. Книга 1. Под. ред. Лалаевой Р.И, Шаховской С.Н. Гуманитар, 2009. 272 с.

14. Заболотний Д.І., Мітін Ю.В., Брагомирецький В.Д., Базаров В.Г. Оториноларингологія. К. Здоров'я, 1999. 368 с.

15. Фант Гунер. Акустическая теория речеобразования. Пер. с англ. Наука, 1964. 284 с.

16. Чистович. Л.А., Венцов А. В., Гранстрем М. П. Физиология речи. Восприятие речи человеком. Ленинград. Наука, 1976. 388 с.

17. Сорокин В.Н. Теория речеобразования. М. Радио и связь, 1985. 312 с.

18. Фланаган Джеймс. Анализ, синтез и восприятие речи. Пер. с англ. М. Связь, 1968. 396 с.

19. Морозов В.П. Тайны вокальной речи. Л. Наука, 1967 204 с.

20. Рауль Юссон. Певческий голос: исследование основных физиологических и акустических явлений певческого голоса. Пер. с англ. М. Музыка, 1974. 263с.

21. Николлс Джон, Мартин Роберт, Валлас Брюс, Фукс Пол От нейрона к мозгу. Пер. с англ. М. Эдиториал УРСС, 2003. 672 с.

22. Гусев Е.И. Неврология. Национальное руководство. Под. ред. Коновалова А.Н., Скворцова В.И., Гехт А.Б. М. ГЕОТАР-Медиа, 2010. 1035 с.

23. Kevin R. Wheeler. Neuro-electric machine control: overview of the extension of the human senses group activities, NASA Ames Research Center, 2005. 24 p.

24. Wand M, Schmidhuber J. Deep Neural Network Frontend for Continuous EMG-based Speech Recognition. Proc of the 17th Annual Conference of the International Speech Communication Association (Interspeech), 2016. P. 3032-3036.

25. Chuck Jorgensen, Diana D Lee, and Shane Agabon. Sub Auditory Speech Recognition Based on EMG/EPG Signals. Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks, 2003. P. 1098-7576.

26. Munna Khan, Mosarrat Jahan Sub-vocal speech pattern recognition of Hindi alphabet with surface electromyography signal. Perspectives in Science. Vol.8, 2016. P. 558-560.

27. Brigham K.; Vijaya Kumar B.V.K. Imagined Speech Classification with EEG Signals for Silent Communication: A Preliminary Investigation into Synthetic Telepathy. 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2010.

28. Gonzalez J.A., Cheah L.A., Gilbert J.M., Bai J., Ell S.R., Green P.D., Moore R.K. A silent speech system based on permanent magnet articulography and direct synthesis. Computer Speech & Language, 2016. P. 67–87.

29. Porbadnigk A., Wester M., Schultz T. EEG-Based Speech Recognition: Impact of Temporal Effects. 2nd International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing. Porto. Portugal, 2009.

30. Trejo L., Wheeler K., Jorgensen C., Rosipal R. Multimodal NeuroElectric Interface Development. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: Special issue on BCI. 2002.

31. Ramsberger G. The human brain: Understanding the physical bases of intrapersonal communication. Intrapersonal communciation: Different voices, different minds, D.R Vocate (Ed). Erlbaum, 1994. P. 57-76.

32. Geoffrey S. Meltzner, James T. Heaton, Yunbin Deng, Gianluca De Luca, Serge H. Roy, and Joshua C. Kline. Silent Speech Recognition as an Alternative Communication Device for Persons with Laryngectomy. IEEE/ACM Trans Audio Speech Lang Process, 2017. P. 2386–2398.

33. Gao S., Wang Y., Gao X., Hong B. Visual and auditory brain–computer interfaces. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 61, no. 5. 2014. P. 1436–1447.

34. Herff C., Schultz T. Automatic speech recognition from neural signals: A focused review. Frontiers in Neuroscience, Vol.10. 2016. P. 1-7.

35. Hueber T., Bailly G. Statistical Conversion of Silent Articulation into Audible Speech using Full-covariance HMM. Computer Speech and Language, vol. 36, 2016. P. 274 – 293.

36. Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T. Brain-computer interfaces for communication and control. Clin. Neuro-physiol., . 2002. P. 767-791.

37. Blankertz B., Dornhege G., Krauledat M., Muller K.-R., Kunzmann V., Losch F., Curio G. The berlin brain-computer interface: Eeg-based communication without subject training. IEEE Trans. Neural Sys. Rehab. Eng., 14(2). 2006. P. 147–152.

38. Jou S.-C., Maier-Hein L., Schultz T., Waibel A. Articulatory feature classification using surface electromyography. Acoustics, Speech and Signal Processing, ICASSP 2006 Proceedings, 2006. P. I–605–I–608.

39. Michael Wand, Szu-Chen Stan Jou, Arthur R. Toth, Tanja Schultz. Impact of Different Speaking Modes on EMG-based Speech Recognition. Brighton UK. Interspeech, 2009. P. 648-651.

40. Bu il Jeon, Hyun Chan Cho. Analysis of the EMG Output Characteristic in Response to Activation of Muscle for the Human Intention Judgment. Indian Journal of Science and Technology, Vol 8(S8), 2015. P. 21-28.

41. Chan A., Englehart K., Hudgins B., Lovely D. Myoelectric Signals to Augment Speech Recognition. Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 39, no. 4, Julio. 2001.

42. Jia Xueqian, Jinghong Li, Yuyuan Du. Unvoiced Speech Recognition Based on One-Channel Facial Myoelectric Signal. The Sixth World Congress on Intelligent Control and Automation, 2008. P. 9362-9366.

43. Morse M.S., Day S.H., Trull B., Morse H. Use of myoelectric signals to recognize speech. 11th Annu. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 1989. P. 1793 1794.

44. B. Hudgins P. Parker, Scott R. A new strategy for multifunction myoelectric control. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 40. 1993. P. 82-94.

45. Y. Deng, R. Patel, J.T. Heaton, G. Colby, L.D. Gilmore, J. Cabrera, S.H. Roy, C.J.D. Luca, G.S. Meltzner. Disordered speech recognition using acoustic and sEMG signals. 10th Annu. Conf. Int. Speech Communication Association, Brighton, UK, 2009. P. 644 – 647.

46. E. Lopez-Larraz, O. Mozos, J. Antelis, J. Minguez. Syllable-based speech recognition using EMG. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2010. P. 4699-4702.

47. Geoffrey S Meltzner, James T Heaton, Yunbin Deng, Gianluca De Luca, Serge H Roy, Joshua C Kline. Development of sEMG sensors and algorithms for silent speech recognition. Journal of Neural Engineering 15(4). 2018.

48. J. Mendes, R. Robson. Subvocal Speech Recognition Based on EMG Signal Using Independent Component Analysis and Neural Network MLP. Congress on Image and Signal Processing. 2008. P. 221- 224.

49. T. Hueber, E.-L. Benaroya, G. Chollet, B. Denby, G. Dreyfus, M. Stone. Development of a silent speech interface driven by ultra-sound and optical images of the tongue and lips. Speech Commun, vol. 52, no. 4. 2010. P. 288–300.

50. C. Herff, F. Putze, D. Heger, C. Guan, T. Schultz. Speaking mode recognition from functional near infrared spectroscopy. 34th Annu. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Diego, CA, USA. 2012. P. 1715–1718.

51. A. Roussos, A. Katsamanis, P. Maragos. Tongue tracking in ultrasound images with active appearance models. IEEE Int. Conf. on Image Processing. 2009. P. 1733–1736.

52. T. Hueber, G. Aversano, G. Chollet, B. Denby, G. Dreyfus, Y. Oussar, P. Roussel, M. Stone. Eigentongue feature extraction for an ultrasound-based silent speech interface. IEEE Int. Conf. Acoustics Speech Signal Processing, Honolulu, HI, USA. 2007. P. I–1245 – I–1248.

53. Санников В. Силой мысли. Популярная механика. СПб. 2008. №6(68). с.72-75.

54. Ambient Corporation. Buy Audeo Basic SDK. [Online]. http://www.theaudeo.com/?action=buy.

55. Sonya Chan. The use of EMG for load prediction during manual lifting. A thesis submitted to the Department of Electrical and Computer Engineering In conformity with the requirements for the degree of Master of Science (Engineering). Queen's University Kingston, Ontario, Canada. 2007. 87 p.

56. Kevin R. Wheeler, Mindy H. Chang, Kevin H. Knuth. Gesture Based Control and EMG Decomposition. IEEE transactions on systems, man, and cybernetics, Vol. 1, No. 11, 2005. 12 p.

57. Michael Revina, W.R Sam Emmanuel. Face expression recognition using electromyography. International Journal of Latest Trends in Engineering and Technology Special Issue. International Conference on Nanotechnology. The Fruition of Science. 2017. P.53-55.

58. Дедів Л.Є., Дозорський В.Г., Бачинський М.В. Математична модель електроенцефалографічного сигналу для задач побудови комп'ютерних діагностичних систем. *Вісник Хмельницького національного університету*. 2012. №2. С. 186-189.

59. Яворська Є.Б., Дозорська О.Ф. Відбір та опрацювання біосигналів в задачах відновлення комунікативної функції мови людини. Матеріали міжнародної науково-практичної конференції «*Сучасні наукові дослідження та розробки: теоретична цінність та практичні результати*» (Братіслава, 15-18 березня 2016 р.). Братіслава, 2016. С. 150-151.

60. Деркач М.Ф., Гумецкий Р.Я., Гура Б.М., Чабан М.Е. Динамические спектры речевых сигналов. Л. Вища школа, 1983. 168 с.

61. Рабинер Лоренс. Цифровая обработка речевых сигналов. М. Радио и связь, 1981. 496 с.

62. Егорова И.С. Электроэнцефалография. М. «Медицина», 1973. 297 с.

63. Королѐва Н. В., Колесников С. И., Воробьѐв С. В. Феноменологический атлас по клинической электроэнцефалографии. Иркутск, 2004. 101 с.

64. НейроКом. Комплекс электроэнцефалографический ТУ У 33.1-02066769-001-2002 Инструкция по медицинскому применению АИНЦ.941311.001 И1. Национальный аэрокосмический университет «ХАИ» НТЦ радиоэлектронных

медицинских приборов и технологий «ХАИ-МЕДИКА». Х. ХАИ «Медика», 2011. 168 с.

65. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей. 3-е изд. М. МЕДпрессинформ, 2004. 368 с.

66. Жирмунская Е.А. Клиническая электроэнцефалография. М. МЭЙБИ, 1991. 118 с.

67. Самарский А.А., Михайлов А.П. Математическое моделирование: Идеи. Методы. Примеры. 2-е изд., испр. М. Физматлит, 2002. 320 с.

68. Драган Я.П., Дозорський В.Г., Дедів І.Ю., Дедів Л.Є. Принципи і засоби обґрунтування методів статистичного опрацювання реалізацій періодично корельованого випадкового процесу. *Вісник Національного університету "Львівська політехніка". Комп'ютерні науки та інформаційні технології*. Л. НУЛП, 2015. С. 212-218.

69. Palaniza Y.B., Shadrina H.M., Khvostivskiy M.O., Dediv L.Ye., Dozorska O.F. Main theoretical basis of biosignals modeling. *Znanstvena misel*. Slovenia. 2018. №16. P. 39-44.

70. Dozorskyy V. Dediv L., Dozorska O. Mathematical model of vocal signals for the tasks of human vocal apparatus diagnostic. *The National Journal of Biomedical Engineering*, 2017. №1. 7 p.

71. Михайлов В.Г. Из истории исследований преобразования речи. Речевые технологии. М. 2008. №1. С. 93-113.

72. Федоров Е.Е. Выделение длины периода основного тона речевого сигнала. Искуственный интелект. 2004. №1. С. 237-242.

73. Пирогов А.А. Устройство для автоматического определения частоты основного тона. Реестр изобретений СССР. Авторское свидетельство №129739 с приоритетом от 08.06.1958 г. Бюллетень изобретений и товарных знаков. 1960. № 13. С. 38.

74. Аграновский А.В., Леднов Д.А. Теоретические аспекты алґоритмов обработки и классификации речевых сигналов. М. Радио и связь, 2004.164 с.

75. Баронин С.П. Автокорреляционный метод выделения основного тона . Сб. трудов Гос. НИИ Мин. связи СССР. Вып. 3(24). 1961. С. 93102.

76. Баронин С.П. Автокорреляционный метод выделения основного тона речи. Пятьдесят лет спустя. М. Речевые технологии. №2. 2008. С. 3-13.

77. Гитлин В.Б., Лузин Д.А. Совместный алґоритм выделения основного тона речи по методам GS и автокорреляционной функции спектра. М. Речевые технологии. №3. 2008. С. 36-43.

78. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайних данних. Пер. с англ. М. Мир, 1989. 540 с.

79. Кудрявцев Л.Д. Курс математического анализа. В двух томах. Учебник для студентов университетов и вузов. М. Высшая школа, 1981. 584 с.

80. Математическая энциклопедия / под ред. И.М. Виноградова. Советская энциклопедия. В 5 томах, 1984.

81. Каплан А.Я. Нестационарность ЭЭГ: методологический экспериментальный анализ. Успехи физиологических наук. Т.29. №3. 1998. С.35-55.

82. Мышкис А.Д. Элементы теории математических моделей. Изд. 3-е, исправленное. М. КомКнига, 2007. 192 с.

83. Булинский А.В., Ширяев. А.Н. Теория случайных процесов. ФИЗМАТЛИТ, 2005. 408 с.

84. Гихман И.И., Скороход А.В. Введение в теорию случайных процесов. Учеб. пособ. Изд. 2-е. М. Наука, 1977. 568 с.

85 Вентцель А.Д. Курс теории случайных процесов. Учеб. пособ. 2-е изд. доп. М. Наука, Физмат, 1996. 400 с.

86. Вентцель Е.С., Овчаров Л.А. Теория случайных процесов и ее инженерные приложения. Учеб. пособие для вузов. 2-е изд. Высш. Шк., 2000. 383 с.

87. Волков И.К., Зуев С.М., Цветкова Г.М. Случайные процесы. Учеб. для вузов. Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 1999. 448 с.

88. Винер Н. Нелинейные задачи в теории случайных процесов / пер. с англ. М. Хазен. М. Издательство иностранной литературы, 1961. 158 с.

89. Жиглявский А. А., Красковский А. Е. Обнаружение разладки случайных процесов в задачах радиотехники. Л. Изд-во ЛГУ, 1988. 224 с.

90. Денисенко Н.А., Хоффман И, Ишенков Е.Н. Упрощенная стохастическая модэль электрических нагрузок в системах электроснабжения. Изв. вузов. Электромеханика, 1987. №8. С. 104-108.

91. Марченко Н. Б., Нечипорук В. В., Нечипорук О. П., Пепа Ю. В. Методи Оцінювання точності інформаційно-вимірювальних систем діагностики. Монографія. НАУ, 2014. 377 с.

92. Bodenstein G., Praetorius H.M. Feature extraction from the electroencephalogram by adaptive filtration. Proc. IEEE, 1977. V.65. P. 642-652.

93. Химмельблау Д. Анализ процесов статистическими методами. Пер. с англ. М. Мир, 1973. 957 с.

94. Dozorska Oksana. The mathematical model of electroencephalographic and electromyographic signals for the task of human communicative function restoration. *Scientific jornal of the Ternopil National Technical University*. 2018. Vol 92. № 4. P. 126–132.

95. Vyacheslav Nykytyuk, Vasyl Dozorskyi, Oksana Dozorska. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. *Scientific jornal of the Ternopil National Technical University***.** 2018. Vol. 91. № 3. P. 125–133.

96. Омельченко А.В., Песняков А.И. Статистический синтез алґоритмов оценивания периода основного тона речевых сигналов. Радиоэлектроника и информатика (Кибернетика). М. 1999. № 1. с. 22-25.

97. Сулавко Е.А., Еременко А.В., Борисов Р.В. Генерация криптографических ключей на основе голосовых сообщений. Прикладная информатика. Journal of Applied Informatics, 2016. №5(65). С. 78-91.

98. Рихтер С.Г. Устройства преобразования и обработки информации в системах подвижной радиосвязи. Московский технический университет связи и информатики, 2006. 66 с.

99. Ивченко Г. И., Медведев Ю. И. Введение в математическую статистику. М. ЛКИ, 2010. 600 с.

100. Монтгомери Д.К. Планирование эксперимента и анализ данных. М. Судностроение, 1980. 384 с.

101. Налимов В.В. Теория експеримента. М. Наука, 1971. 207 с.

102. J. Clin. American Electroencephalographic Society. Guidelines for standard electrode position nomenclature, Neurophysiol, 1991 no. 8(2). P. 200-202.

103. J. Clin. American Electroencephalographic Society. Guideline 13: guidelines for standard electrode position nomenclature. Neurophysiol, 1994. no. 11(1). P. 111-113.

104. Harner P.F., Sannit T. A Review of the International Ten-Twenty System of Electrode Placement. Grass Instrument Company, Quincy, MA, USA, 1974.

105. Jasper H.H. The ten-twenty electrode system of the International Federation, Electroenceph. clin. Neurophysiol., 1958. P. 371-375.

106. Бачинський М.В., Дозорська О.Ф. Обґрунтування способу відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції *«Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування»* (м. Тернопіль, 9-10 червня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С. 71-73.

107. Яворська Є.Б. Дозорська О.Ф. Метод відновлення комунікативної функції мови людини. Сборник статей по материалам X международной заочной научно-практической конференции «*Развитие науки в XXI веке*». Харьков, 2016. Ч.1. С. 38-41.

108. Clark O.H., Duh Q.Y. Textbook of Endocrine Surgery. Philadelphia: WB Saunders. 1997.

109. ГОСТ 25995-83. Электроды для сьема биоэлектрических потенциалов. Общие технические требования и методы испытаний. 31 с.

110. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Яворська Є.Б. Відбір та опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. *Вісник*

Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. 2017. Вип. 4(105). С. 9-14.

111. Яворська Є. Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Методи опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. Матеріали XIX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя (м. Тернопіль, 18-19 травня 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 135.

112. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Яворська Є.Б., Дедів І.Ю., Дедів Л.Є., Паньків І.М. Структура системи відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки.* 2019. №2(271). С.183–187.

113. Яворська Є.Б., Дозорська О.Ф. Структура системи відбору та опрацювання біосигналів для задач відновлення комунікативної функції мови людини. Сборник научных трудов Sworld «*Научный взгляд в будуще*». (г. Иваново, 2016). Иваново, 2016. С. 483-486.

114. Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Система відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови. Матеріали III всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*» (м. Тернопіль, 8-9 червня, 2017 р.). Тернопіль, 2017. С. 131-132.

115. Козюренко Ю.И. Звукозапись с микрофона. 2-е изд., перераб. и доп. М. Радио и связь, 1988. 112 с.

116. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Дедів Л.Є., Дедів І.Ю., Яворська Є.Б. Застосування нейрохронаксичної теорії фонації для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. *Znanstvena misel.* Slovenia. 2017. №12. С. 57-61.

117. Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Оцінювання взаємопов’язаності голосового сигналу та електроміографічного сигналу голосових складок для задачі відновлення комунікативної функції. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та

студентів „*Актуальні задачі сучасних технологій*“ (м. Тернопіль, 16-17 листопада 2017 р.). Тернопіль, 2017. Том 2. С. 191–192.

118. Ануфриев И.Е. MATLAB 7. СПб. БХВ-Петербург, 2005. 1104 с.

119. Яворська Є., Дозорський В., Дедів Л., Дозорська О. Метод опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. *Вчені записки Таврійського національного університету імені В.І. Вернадського. Технічні науки.* 2018. Т. 29 (68), № 4. С. 26-30.

120. Saeed V. Vasegh. Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction. Second Edition. John Wiley & Sons Ltd, 2000. 470 p.

121. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Iryna Pankiv, Iryna Dediv, Leonid Dediv. The Method of Indirect Restoration of Human Communicative Function. 15th International Conference "*The Experience of Designing and Application of CAD Systems*" (CADSM) (Polyana, Svalyava, 26.02.2019-02.03.2019). Zakarpattya, 2019. P.19-22.

122. Дозорська О. Обґрунтування вибору математичної моделі та методів опрацювання електроенцефалографічних і електроміографічних сигналів для задачі опосередкованого відновлення комунікативної функції людини. Матеріали IV Всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій*» (м.Тернопіль, 2019 р.). Тернопіль, 2019. С. 139-141.

123. Дозорська О.Ф., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дедів Л.Є., Дедів І.Ю. Метод виявлення ознак основного тону в структурі електроміографічних сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*. 2020. №81. С. 56-64.

124. Лемешко Б. Ю., Лемешко С. Б., Горбунова А. А. О применении и мощности критериев проверки однородности дисперсий. Ч. I. Параметрические критерии. Измерительная техника, 2010. № 3. С. 10-16.

125. Кобзарь А. И. Прикладная математическая статистика. Физматлит, 2006. 816 с.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А1

Список публікацій здобувача

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати

1. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Яворська Є.Б. Відбір та опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського*. 2017. Вип. 4(105). С. 9-14.

(індексується у Ulrich's Web Global Serials Directory, Index Copernicus, Polish Scholarly Bibliography, Infobase Index, Inspec, Open Academic Journals Index, Google Scholar).

2. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Дедів Л.Є., Дедів І.Ю., Яворська Є.Б. Застосування нейрохронаксичної теорії фонації для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. *Znanstvena misel.* Slovenia. 2017. №12. С. 57-61.

(індексується у International Innovative Journal Impact Factor, Directory of Indexing and Impact Factor, Scientific Indexing Services, International Scientific Indexing, Cite Factor)

3. Dozorskyy V. Dediv L., Dozorska O. Mathematical model of vocal signals for the tasks of human vocal apparatus diagnostic. *The National Journal of Biomedical Engineering*, 2018. №1. 7 p.

4. Palaniza Y.B., Shadrina H.M., Khvostivskiy M.O., Dediv L.Ye., Dozorska O.F. Main theoretical basis of biosignals modeling. *Znanstvena misel*. Slovenia. 2018. №16. P. 39-44.

(індексується у International Innovative Journal Impact Factor, Directory of Indexing and Impact Factor, Scientific Indexing Services, International Scientific Indexing, Cite Factor)

5. Vyacheslav Nykytyuk, Vasyl Dozorskyi, Oksana Dozorska. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. *Scientific jornal of the Ternopil National Technical University***.** 2018. Vol. 91. № 3. P. 125–133.

(індексується у Index Copernicus, Google Scholar).

6. Яворська Є., Дозорський В., Дедів Л., Дозорська О. Метод опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. *Вчені записки Таврійського національного університету імені В.І. Вернадського. Технічні науки.* 2018. Т. 29 (68), № 4. С. 26-30.

(індексується у Index Copernicus International (Республіка Польща)).

7. Oksana Dozorska. The mathematical model of electroencephalographic and electromyographic signals for the task of human communicative function restoration. *Scientific jornal of the Ternopil National Technical University*. 2018. Vol 92. № 4. P. 126–132.

(індексується у Index Copernicus, Google Scholar).

8. Дозорська О.Ф., Дозорський В.Г., Яворська Є.Б., Дедів І.Ю., Дедів Л.Є., Паньків І.М. Структура системи відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки.* 2019. №2(271). С.183–187.

(індексується у Index Copernicus,Google Scholar, Polish Scholarly Bibliography)

9. Дозорська О.Ф., Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дедів Л.Є., Дедів І.Ю. Метод виявлення ознак основного тону в структурі електроміографічних сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. *Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування*. 2020. №81. С. 56-64.

(індексується у Web of Science)

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

10. Бачинський М.В., Дозорська О.Ф. Обґрунтування способу відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. Матеріали II Всеукраїнської науково-технічної конференції *«Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування»* (м. Тернопіль, 9-10 червня 2015 р.). Тернопіль, 2015. С. 71-73.

11. Яворська Є.Б., Дозорська О.Ф. Метод відновлення комунікативної функції мови людини. Сборник статей по материалам X международной заочной

научно-практической конференции «*Развитие науки в XXI веке*». Харьков, 2016. Ч.1. С. 38-41.

12. Яворська Є.Б., Дозорська О.Ф. Відбір та опрацювання біосигналів в задачах відновлення комунікативної функції мови людини. Матеріали міжнародної науково-практичної конференції «*Сучасні наукові дослідження та розробки: теоретична цінність та практичні результати*» (Братіслава, 15-18 березня 2016 р.). Братіслава, 2016. С. 150-151.

13. Яворська Є.Б., Дозорська О.Ф. Структура системи відбору та опрацювання біосигналів для задач відновлення комунікативної функції мови людини. Сборник научных трудов Sworld «*Научный взгляд в будуще*». (г. Иваново, 2016). Иваново, 2016. С. 483-486.

14. Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Методи опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини. Матеріали XIX наукової конференції ТНТУ ім. Ів. Пулюя (м. Тернопіль, 18-19 травня 2016 р.). Тернопіль, 2016. С. 135.

15. Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Оцінювання взаємопов'язаності голосового сигналу та електроміографічного сигналу голосових складок для задачі відновлення комунікативної функції. Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів „*Актуальні задачі сучасних технологій*“ (м. Тернопіль, 16-17 листопада 2017 р.). Тернопіль, 2017. Том 2. С. 191–192.

16. Яворська Є.Б., Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф. Система відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови. Матеріали III всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки і приладобудування*» (м. Тернопіль, 8-9 червня, 2017 р.). Тернопіль, 2017. С. 131-132.

17. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Iryna Pankiv, Iryna Dediv, Leonid Dediv. The Method of Indirect Restoration of Human Communicative Function. 15th International Conference "*The Experience of Designing and Application*

of CAD Systems" (CADSM) (Polyana, Svalyava, 26.02.2019-02.03.2019). Zakarpattya, 2019. P. 19-22. ***(індексується у Scopus)***

18. Дозорська О. Обґрунтування вибору математичної моделі та методів опрацювання електроенцефалографічних і електроміографічних сигналів для задачі опосередкованого відновлення комунікативної функції людини. Матеріали IV Всеукраїнської науково-технічної конференції «*Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій*» (м.Тернопіль, 2019 р.). Тернопіль, 2019. С. 139-141.

ДОДАТОК Б1

Текст програми опрацювання вибірок з реєстрограм ЕЕГ сигналів методами гармонічного та спектрально-кореляційного аналізу

```
x=EEG1(23000:23500);
x1=abs(fft(x));
figure(1);
plot(x1(1:200));
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, мкВ');
grid on;
a=xcorr(x);
t=(0:(length(a)-1))./500;
figure(2);
plot(t,a);
xlabel('Зсув u, с');
ylabel('r(u), мкВ');
grid on;
ffp=abs(fft(a));
figure(3);
plot(ffp(1:200));
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Потужність, мкВт^2');
grid on;
```

ДОДАТОК Б2

Текст програми формування усереднених оцінок спектральної густини потужності в межах ковзного вікна реєстрограми ЕЕГ сигналу

```
x=EEG1(3500:31000);
T=50;
for k=0:545
      x1=x((k*T+1):(k*T+250));
   z1=xcorr(x1);
   hold on
   figure(2)
   plot(z1)
   grid on
   ff1=abs(fft(z1));
   hold on
   figure(3)
   plot(ff1(1:100))
   grid on
   d=mean(ff1(1:60));
end
```

ДОДАТОК Б3

Текст програми аналізу частоти основного тону голосових сигналів

```
xx=xx11;
x11=xx(250000:350000);
x1=xcorr(x11);
figure(10);
t=(0:(length(xx)-1))./44100;
plot(xx11);
xlabel('t, c');
ylabel('A, мВ');
grid on
figure(1);
plot(x1);
fd=44100;
N=length(x1);
y=fft(x1,N);
y=abs(y)/N*2;
df=fd/N
f=0:df:fd-df;
[f1,f2]=max(y(166:1000))
ff2=(165+f2)*df
plot(f,y);
xlabel('f, Гц');
ylabel('A, мВ');
grid on;
pp=y(166/df:266/df);
figure(5)
plot(pp)
```

ДОДАТОК Б4

Текст програми опрацювання ЕМГ сигналу та формування порогової функції

```
xr=mio_filtered;
figure(1);
plot(xr);
grid on;
tau=221;
m=0;
for k=0:4030
    x12=xr((k*tau+1):(k*tau+2205));
  z1=xcorr(x12);
  fd=44100;
  N=length(z1);
  y1=fft(z1,N);
  y=abs(y1)/N*2;
  df=fd/N;
  f=0:df:fd-df;
  n1=fix(166/df);
  n2=fix(240/df);
  hh=mean(y(n1:n2));
  if hh>=0.05
    gg=1;
  else
    gg=0;
  end
  m=m+1;
  b(m)=gg;
  r(m)=hh;
end
```

```
figure(2)
plot(b)
grid on
figure(3)
plot(r)
grid on
```

ДОДАТОК В1

Свідоцтво про повірку комплексу електроенцефалографічного Нейроком, ХАІ Медика

МІНІСТЕРСТВО РОЗВИТКУ ЕКОНОМІКИ, ТОРГІВЛІ ТА СІЛЬСЬКОГО ГОСПОДАРСТВА УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО
"ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАУКОВО-ВИРОБНИЧИЙ ЦЕНТР СТАНДАРТИЗАЦІЇ, МЕТРОЛОГІЇ ТА СЕРТИФІКАЦІЇ"
(ДП "ТЕРНОПІЛЬСТАНДАРТМЕТРОЛОГІЯ")
вул.Оболоня, 4, м.Тернопіль, 46008
Свідоцтво про уповноваження № П-45-2019 від 08.10.2019 року

СВІДОЦТВО

про повірку законодавчо регульованого засобу вимірювальної техніки

№ *785* Чинне до *26.05* 2021р.

Назва та умовне позначення *Комплекс електроенцефалографічний НЕЙРОКОМ* Зав. № *144*

Виробник ХАІ-Медика, Україна

За результатами повірки встановлено, що засіб вимірювальної техніки (далі - ЗВТ) відповідає вимогам
(назва нормативно-правового акта,
ДСТУ OIML R 89:2013; Розділ ЕД
що містить вимоги до метрологічних характеристик і значення метрологічних
згідно Т.О.
характеристик (клас точності, похибки, діапазон вимірювання), особливості застосування ЗВТ)

Додаток: на — стор. у — прим.

Провідний інженер *О.О.Химук*
підпис ініціали, прізвище

Місце відбитка повірочного тавра

26 травня 2020р.

ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО "ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАУКОВО-ВИРОБНИЧИЙ ЦЕНТР СТАНДАРТИЗАЦІЇ, МЕТРОЛОГІЇ ТА СЕРТИФІКАЦІЇ" ДП "ТЕРНОПІЛЬСТАНДАРТМЕТРОЛОГІЯ"

ДОДАТОК Г1

ТОВАРИСТВО З ОБМЕЖЕНОЮ ВІДПОВІДАЛЬНІСТЮ «МЕДИЧНИЙ ЦЕНТР ВІТАМІН»
ЄДРПОУ 43372901
46001, м. Тернопіль, вул. Б. Хмельницького, буд. 23
Тел. +380 (96) 772 44 37; +380 (67) 902 44 65

«Затверджую»
Головний лікар
ТОВ Медичний центр «Вітамін»
Осадчук О.Й.
«___» _____ 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: Методика відбору та аналізу електроенцефілографічних сигналів для оцінювання стану мовних центрів головного мозку.
2. Заклад, що розробив, його поштова адреса: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, кафедра біотехнічних систем, м. Тернопіль, вул. Руська, 56, 46001, Україна.
3. Розроблювач: Дозорська Оксана Федорівна.
4. Впроваджено: ТОВ Медичний центр «Вітамін», м. Тернопіль, вул. Б. Хмельницького, 23, 46001.
5. Термін впровадження: 2020-2021 р.
6. Загальна кількість спостережень: 20.
7. Засіб проведення спостережень: електроенцефалографічних комплекс Нейроком, ХАІ Медіка, заводський номер 144. Свідоцтво про повірку - №785 від 26 травня 2020 р.
8. Висновок по впровадженню: Дозорською О.Ф. в рамках проведених дисертаційних досліджень на тему «Математична модель та методи опрацювання біосигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини» запропоновано методику відбору та аналізу електроенцефалографічних сигналів для задачі оцінювання стану мовних центрів головного мозку в процесі реалізації комунікативної функції, що полягає у реєстрації таких сигналів у відведеннях F7, C3 та P3 (монополярна схема відведень за системою 10-20%), що розміщені на поверхні голови пацієнтів в безпосередній близькості до мовних центрів головного мозку, та наступного оцінювання змін у розподілі спектральної густини потужності, що обчислена в межах ковзного вікна, яке транслюється по реєстрограмі електроенцефалографічного сигналу у кожному відведенні.

Прийнято рішення про можливість використання розробленої методики відбору та аналізу електроенцефілографічних сигналів для оцінювання стану мовних центрів головного мозку при проведенні функціональних проб в процесі комплексного електроенцефалографічного дослідження.
9. Зауваження, пропозиції: немає.

Даний акт не є підставою для фінансових розрахунків.

Завідувач Відокремленого структурного підрозділу Медичного центру ТзОВ «МЦ ВІТАМІН» _____ **Р. А. Бабаян**

ДОДАТОК Г2

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Зам. директора ИВЕСМП «Медап»

_____ І.П. Яремчук

4 лютого 2020 р.

АКТ

впровадження результатів дисертаційного дослідження

на тему:

«Математична модель та методи опрацювання біосигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини»

Дозорської Оксани Федорівни – асистента кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя

Комісія у складі: голова комісії – д.т.н., проф. Ткачук Р.А., члени – провідний інженер Цуприк Г.Б., інженер-електронік Ткачук Р.М.

1. Склали даний акт тому, що асистент кафедри біотехнічних систем Дозорська О.Ф. передала, а комісія прийняла матеріали з результатами дослідження дисертаційної роботи та комп'ютерну програму опрацювання електроенцефалографічних сигналів.

2. Комісією встановлено:

2.1. Дозорською О.Ф. надано результати проведених експериментальних досліджень з відбору 40 електроенцефалографічних сигналів з осіб одного віку та різної статі а також результати їхнього опрацювання розробленим методом. Проведені автором дослідження мають наукову новизну, а програма опрацювання сигналів виконує обчислення інформативних ознак процесу мовлення в структурі електроенцефалографічних сигналів за розробленим методом, який ґрунтується на застосуванні спектрально-кореляційного аналізу та методу ковзного вікна. Отримані усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності, обчислені в межах трансляцій ковзного вікна є інформативними ознаками реалізації процесу мовлення. Алгоритм реалізації програми може бути використаний при створенні біотехнічної системи компенсації порушеної комунікативної функції людини.

2.2. При аналізі результатів тестових експериментів шляхом застосування критерію Фішера встановлено, що з достовірністю 0,99 при заданій ймовірності помилки 0,01 застосування розробленого методу опрацювання електроенцефалографічних сигналів дає можливість виявлення ділянок електроенцефалографічного сигналу із ознаками реалізації комунікативної функції людини.

3. Комісія вирішила:

3.1. Результати дисертаційного дослідження Дозорської О.Ф. прийнято до розгляду з можливістю використання при створенні біотехнічної системи компенсації порушеної комунікативної функції людини.

Даний акт не є підставою для фінансових розрахунків.

Голова комісії _____ Р.А. Ткачук

Члени комісії _____ Г.Б. Цуприк

_____ Р.М. Ткачук