

**Яворська Є.Б.**

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**Дозорський В.Г.**

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**Дедів Л.Є.**

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**Дозорська О.Ф.**

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

## МЕТОД ОПРАЦЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ ВІДНОВЛЕННЯ КОМУНІКАТИВНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЮДИНИ

*На основі математичної моделі біосигналів у вигляді кусково-стаціонарного випадкового процесу розроблено метод опрацювання електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів у межах ковзного вікна, що дає змогу виявити часові моменти початку та закінчення процесу мовлення (за результатами опрацювання електроенцефалографічних сигналів) та виявляти ознаки наявності основного тону (за результатами опрацювання електроміографічних сигналів) під час реалізації комунікативної функції людини.*

**Ключові слова:** електроенцефалографічний сигнал, електроміографічний сигнал, кусково стаціонарний випадковий процес.

**Постановка проблеми.** Комунікативна функція є найважливішим засобом обміну інформацією між людьми. Ця функція повністю може бути реалізована за умов повноцінного функціонування мовних відділів центральної нервової системи, дихальної системи та органів голосового апарату, останні безпосередньо реалізують цю функцію. Однак спостерігається зростання кількості людей з обмеженою або втраченою комунікативною функцією, зокрема через порушення роботи цих трьох систем [1]. Тому завдання пошуку способів відновлення комунікативної функції мови (найважливішого засобу спілкування людей) є актуальною для медицини.

Відомо, що основним джерелом відомостей про роботу системи є сигнал, який утворюється в процесі функціонування цієї системи [2]. Тому відновлювати комунікативну функцію можна шляхом належного опрацювання біосигналів, які виникають у процесі мовлення. Методи опрацювання визначатимуть алгоритми функціонування програмного забезпечення технічних засобів відновлення комунікативної функції людини.

**Аналіз останніх досліджень.** У працях [3–5] запропоновано спосіб відновлення комунікативної функції, який ґрунтується на відборі та опрацюванні двох груп біосигналів, зокрема електроен-

цефалографічних (далі – ЕЕГ) сигналів, що відібрані з поверхні голови пацієнтів поблизу мовних центрів, та електроміографічних (далі – ЕМГ) сигналів, відібраних із поверхні шиї поблизу голосових складок. Доцільність відбору та опрацювання першої групи біосигналів пояснюється тим, що в структурі повинні міститись відомості про формування та поширення груп нервових імпульсів, за допомогою яких мовні центри головного мозку здійснюють керування роботою органів голосового апарату при реалізації комунікативної функції [6]. Доцільність відбору та опрацювання групи ЕМГ сигналів ґрунтується на положеннях нейронаксичної теорії фонації Р. Юссона [4; 7], яка описує процес функціонування голосових складок. Відповідно до цієї теорії голосові складки коливаються не пасивно під дією турбулентного потоку повітря, що нагнітається легеньми [8], а активно внаслідок скорочень м'язів, які натягують і розслаблюють еластичні голосові складки. При цьому частота скорочень цих м'язів збігається з частотою основного тону продукovanого голосового сигналу. Скорочення м'язів у цьому процесі відбувається під дією нервових імпульсів, які надходять із мовних центрів головного мозку.

Запропонований у працях [3–5] спосіб включає в себе такі три етапи: 1) за результатами опра-

цювання ЕЕГ сигналів установлюються часові моменти початку та кінця процесу мовлення; 2) за результатами опрацювання ЕМГ сигналів установлюються часові моменти присутності ознак основного тону, що є індикаторами голосних та приголосних вокалізованих фонем; 3) за змінами значень частоти основного тону проводиться ідентифікація голосних та приголосних вокалізованих фонем і проводиться розпізнавання мови.

Для опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів необхідно розробити метод, який повинен визначатись адекватною поставленій задачі математичною моделлю ЕЕГ та ЕМГ сигналів. Така модель має містити інформативну характеристику – ознаку зміни в роботі відповідних органів чи систем при реалізації комунікативної функції.

Для застосування методів гармонічного аналізу до опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів при поданні їх у вигляді детермінованого процесу [9] в стані спокою (коли не реалізується комунікативна функція) оцінки амплітудних спектрів вибірок із цих сигналів повинні бути стійкі до часових зсувів (для виявлення ознак основного тону при мовленні). Однак помічено, що оцінки амплітудних спектрів є мінливими в стані спокою, тому виявити ознаки основного тону в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів цим методом складно.

Мінливість амплітудних спектрів указує на присутність випадкового складника в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів. Відомим є спосіб подання цих сигналів у вигляді стаціонарного випадкового процесу [9]. Однак у структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів мають проявлятися ознаки реалізації комунікативної функції, що можна трактувати змінами типу стаціонарності таких сигналів. Математичною моделлю ЕЕГ та ЕМГ сигналів використано кусково-стаціонарний випадковий процес [10], а поставлене завдання зводиться до виявлення часових моментів зміни типу стаціонарності (появи розладки) [10].

**Постановка завдання.** Для реалізації запропонованого способу відновлення комунікативної функції людини необхідно обґрунтувати метод опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів, виходячи з математичної моделі таких біосигналів у вигляді кусково-стаціонарного випадкового процесу.

**Результати дослідження.** Для обґрунтування методу опрацювання проведено експериментальний відбір ЕЕГ та ЕМГ сигналів.

Для відбору ЕЕГ сигналів застосовано 16-ти канальний електроенцефалограф Нейроком, ХАІ Медика. Для реєстрації використовувалася стандартна схема накладання електродів «10-20%».

Із метою забезпечення однорідності статистичного матеріалу запис ЕЕГ проводився в однакових умовах, з одної і тої ж особи в положенні сидячи із заплющеними очима. 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».

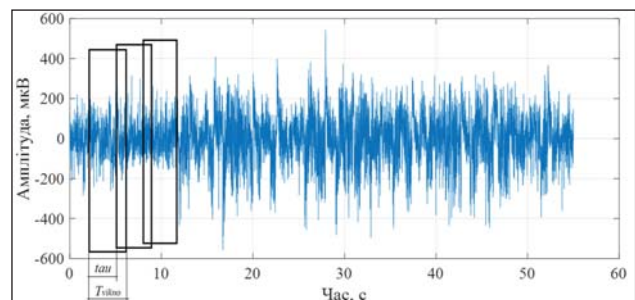
У результаті такого опрацювання відібраних ЕЕГ сигналів було встановлено, що в структурі сигналів, записаних із певних відведень особливо інтенсивно проявляється зміна амплітуди – її зростання на ділянці, що характеризує другу хвилину запису. Це можна пояснити підвищенням мозкової активності в процесі вимовляння «подумки» слова «вверх».

Для обґрунтування та верифікації методу опрацювання біосигналів необхідним є також паралельний відбір голосових сигналів, ознаки яких будуть проявлятися у структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів.

Розроблено блок відбору ЕМГ сигналів, який є одним вхідним каналом електроенцефалографа Нейроком із розширеною смугою пропускання. Із виходу блока відбору корисний сигнал подавався на один із входів звукової картки персонального комп'ютера. На інший вхід подавався сигнал із електродинамічного мікрофона. Для власне запису зазначених біосигналів було застосовано програмний пакет Adobe Audition.

Відповідно до запропонованого способу відновлення комунікативної функції людини необхідно за результатами опрацювання ЕЕГ сигналів визначити часові моменти початку та кінця процесу мовлення. Для цього використано метод ковзного вікна.

На рис. 1. наведено вигляд реєстрограми ЕЕГ сигналу з ознаками підвищення мозкової активності. Прямокутниками умовно позначено вікно, яке зсувається в часі і в межах якого проводиться опрацювання сигналу.



**Рис. 1. Переміщення ковзного вікна по реєстрограмі ЕЕГ сигналу.**

$T_{\text{вікно}}$  – ширина вікна,  $\tau$  – величина зсуву вікна

Проведено обґрунтування ширини вікна. Вона визначається з виразу (1).

$$T_{\text{вікно}} = \frac{N}{f_{\text{осн.тону}}}, \quad (1)$$

де  $T_{\text{вікно}}$  – ширина вікна;  $f_{\text{осн.тону}}$  – частота основного тону;  $N$  – коефіцієнт, значення якого обґрунтовується результатами досліджень, що наведені в праці [7] ( $N$  приблизно рівне 50).

Для встановлення початку та закінчення процесу мовлення за ЕЕГ сигналом, в межах ковзного вікна проводилось обчислення оцінок розподілу спектральної густини потужності. Потім обчислювалось математичне сподівання від цих оцінок.

На рис. 2 наведено вигляд реєстрограми ЕЕГ з ознаками підвищеної мозкової активності після 12 секунд та графік зміни оцінок математичного сподівання спектральної густини потужності, обчислених методом ковзного вікна. Із графіків видно, що запропоновані оцінки математичного сподівання є чутливими до проявів зміни мозкової активності в ЕЕГ сигналі.

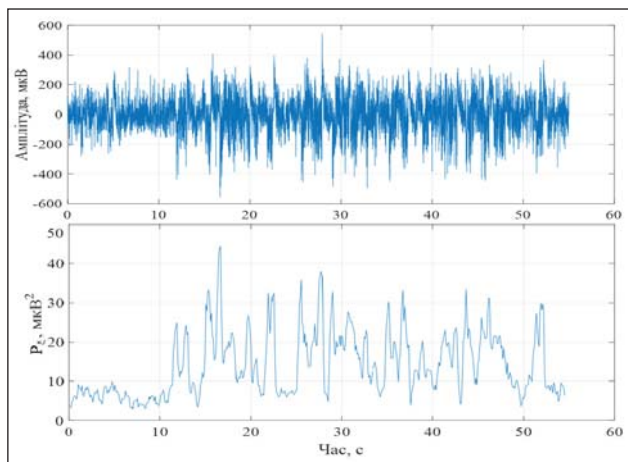


Рис. 2. Реєстрограма ЕЕГ сигналу (верхній рисунок) та оцінки математичного сподівання середньої густини потужності (нижній рисунок), обчислені в межах ковзного вікна

Критерієм визначення часових моментів початку та кінця процесу мовлення використано варіацію оцінок математичного сподівання спектральної густини потужності  $VAR(\hat{M}_\xi)$ .

Установлено, що значення варіації збільшуються більш як на порядок за наявності ознак мозкової активності:

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

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

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

На наступному етапі застосування запропонованого способу відновлення комунікативної функції необхідно провести виділення ознак основного тону в структурі ЕМГ сигналів.

Для опрацювання ЕМГ сигналів також використано метод ковзного вікна. У межах кожного вікна проводилось обчислення оцінок розподілу спектральної густини потужності та оцінювання наявності формант у діапазоні зміни частоти основного тону.

Для визначення діапазону зміни частоти основного тону було проаналізовано реєстрограму голосового сигналу (рис. 3) та оцінено діапазон зміни значень частоти основного тону за оцінками розподілу спектральної густини потужності (рис. 4).

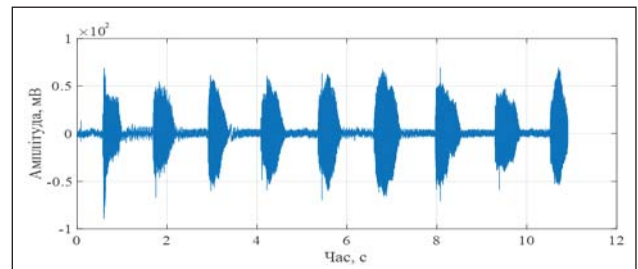


Рис. 3. Реєстрограма реалізацій голосового сигналу [а]

Як і у разі формантного аналізу [8], частота розміщення першого максимуму відповідає частоті основного тону. У нашому випадку ЧОТ змінюється в діапазоні 177–189 Гц.

Вигляд оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, що обчислені в межах ковзного вікна, наведено на рис. 5.

Установлено, що на ділянках ЕМГ сигналу, які відповідають процесу голосотворення, спостерігається наявність максимумів у заданому діапазоні частот.

Критерієм визначення наявності ознак основного тону в структурі ЕМГ сигналів використано значення максимумів розподілу спектральної густини потужності в діапазоні 150–200 Гц (розширений діапазон значень частоти основного тону). Значення цього критерію, обчислені для ділянок ЕМГ сигналу, що відповідають процесу мовлення та стану спокою відповідно становлять:

$$\max(\hat{G}_n(\xi_{EMG}))_{\text{спокій}} = (0,3841 \cdot 10^4 \pm 10\%) \text{ мкВ}^2$$

$$\max(\hat{G}_n(\xi_{EMG}))_{\text{мовлення}} = (4,3167 \cdot 10^4 \pm 10\%) \text{ мкВ}^2$$

Установлено, що запропоновані оцінки варіації математичного сподівання спектральної густини потужності вибірок ЕЕГ сигналу та максимумів розподілу спектральної густини потужності вибірок ЕМГ сигналу є інформативними, а за значеннями можна встановлювати початок і закінчення процесу мовлення та виявляти ознаки основного тону для наступної ідентифікації фону.

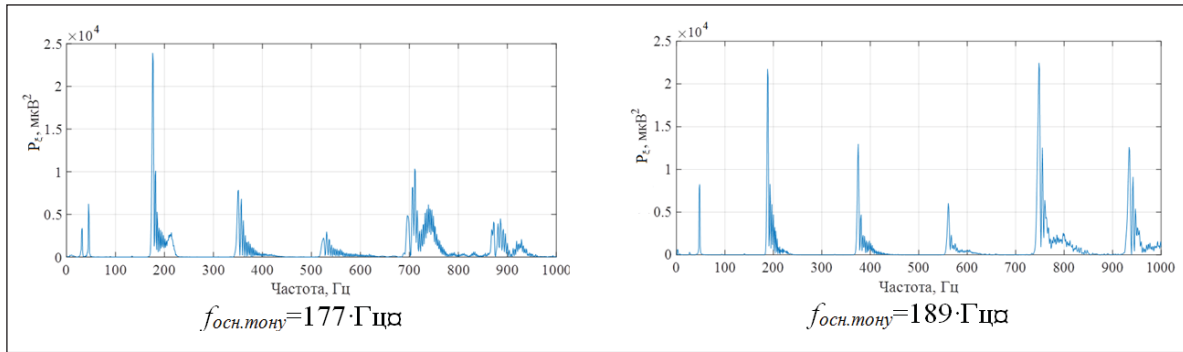


Рис. 4. Оцінки розподілу спектральної густини потужності вибірок із реєстрограми голосового сигналу

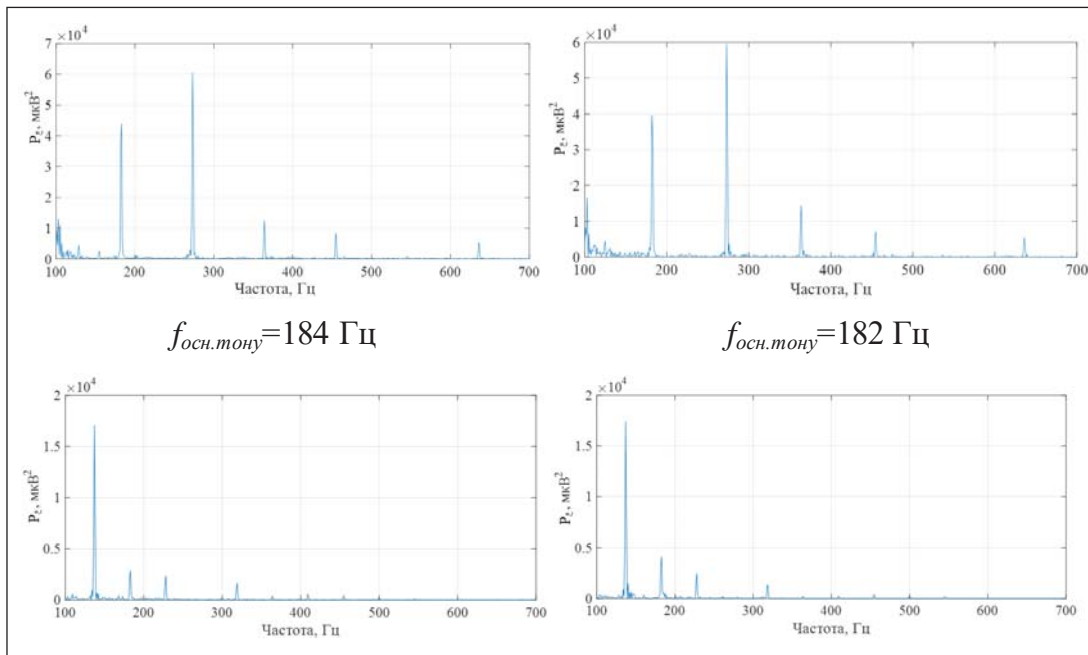


Рис. 5. Оцінки розподілу спектральної густини потужності, обчислені для вибірок з ЕМГ сигналу

**Висновки.** Розроблено метод статистичного опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів у межах ковзного вікна, що полягає в оцінюванні величини варіації математичного сподівання розподілу спектральної густини потужності вибірок з ЕЕГ сигналу та максимумів оцінок розподілу спектральної густини потужності в діапазоні існування частоти основного тону для вибірок з ЕМГ сигналів.

Установлено, що оцінки варіації математичного сподівання розподілу спектральної густини потуж-

ності вибірок з ЕЕГ сигналу є інформативними ознаками стану підвищення мозкової активності при реалізації комунікативної функції; оцінки максимумів розподілу спектральної густини потужності в діапазоні існування частоти основного тону для вибірок з ЕМГ сигналів є інформативними ознаками наявності основного тону в структурі ЕМГ сигналів. За значеннями запропонованих інформативних ознак можна проводити виявлення та ідентифікацію окремих фонем для відновлення комунікативної функції.

**Список літератури:**

1. Джафек Б., Старк Е. Секрети оториноларингологии: пер. с англ. / [под ред. Новикова Н. И., Овчинникова А. Ю.]. Москва: БИОНОМ: Невский диалект, 2001. 624 с.
2. Драган Я.П. Энергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів : монографія. Львів: Центр стратегічних досліджень екобіотехнічних систем, 1997. 333 с.

3. Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Яворська Є.Б. Відбір та опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. Кременчук: КрНУ, 2017. Випуск 4(105) – С. 9-14.
4. Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Дедів Л.Є., Дедів І.Ю., Яворська Є.Б. Застосування нейрохро-наксичної теорії фонації для задачі відновлення комунікативної функції мови людини. Znanstvena misel. Slovenia, 2017. №12. с. 57-61.
5. Яворська Є.Б., Дозорська О.Ф. Метод відновлення комунікативної функції мови людини. Сборник статей научно-информационного центра «Знание» по материалам X международной заочной научно-практической конференции: «Развитие науки в XXI веке» (уровень стандарта, академический уровень). Харьков: научно-информационный центр «Знание», 2016. Ч. 1 С. 38–41.
6. Sadaoki Furui. Digital speech. Processing, synthesis and recognition. Tokyo: Tokyo institute of technology, 2000. 439 с.
7. Рауль Юссон. Певческий голос: исследование основных физиологических и акустических явлений певческого голоса. Москва: Музыка, 1974. 263 с.
8. Сорокин В.Н. Теория речеобразования. Москва: «Радио и связь», 1985. 312 с.
9. Абакумов В.Г., Геранін В.О., Рибін О.І., Сватош Й., Синскоп Ю.С. Біомедичні сигнали та їх обробка. Київ: БЕК+, 1997. 352 с.
10. Методи оцінювання точності інформаційно-вимірювальних систем діагностики: Монографія / Н.Б. Марченко, В.В. Нечипорук, О.П. Нечипорук, Ю.В. Пепа та ін. Київ: НАУ, 2014. 377 с.

#### **МЕТОД ОБРАБОТКИ БИОСИГНАЛОВ ДЛЯ ЗАДАЧИ ВОССТАНОВЛЕНИЯ КОММУНИКАТИВНОЙ ФУНКЦИИ ЧЕЛОВЕКА**

*На основе математической модели биосигналов в виде кусочно стационарного случайного процесса разработан метод обработки электроэнцефалографических и электромиографических сигналов в пределах скользящего окна, который позволяет выявить временные моменты начала и окончания процесса речеобразования (по результатам обработки электроэнцефалографических сигналов) и выявлять признаки наличия основного тона (по результатам обработки электромиографических сигналов) при реализации коммуникативной функции человека.*

**Ключевые слова:** электроэнцефалографический сигнал, электромиографический сигнал, кусочно стационарный случайный процесс.

#### **THE METHOD OF BIOSIGNALS PROCESSING FOR THE TASK OF HUMAN COMMUNICATIVE FUNCTION RESTORING**

*On the basis of the mathematical model of biosignals in the form of a piecewise stationary random process, a method of electroencephalographic and electromyographic signals processing within the sliding window is developed. This method enables to detect the time moments of the beginning and end of the speech process (based on the results of electroencephalographic signals processing) and to identify the signs of the main tone presence (by results of electromyographic signals processing) during the implementation of the human communicative function.*

**Key words:** electroencephalographic signal, electromyographic signal, piecewise stationary random process.