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

ДОЗОРСЬКА ОКСАНА ФЕДОРІВНА

УДК 612.78:661.831-073.97-71

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

01.05.02 — математичне моделювання та обчислювальні методи

АВТОРЕФЕРАТ
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Тернопіль – 2020

Дисертацією є рукопис.
Роботу виконано у Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України

Науковий керівник: кандидат технічних наук, доцент
Яворська Євгенія Богданівна,
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя,
завідувач кафедри біотехнічних систем, м. Тернопіль.

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор
Висоцька Олена Володимирівна,
Національний аерокосмічний університет ім. М.Є. Жуковського «Харківський авіаційний інститут»,
завідувач кафедри радіоелектронних та біомедичних комп`ютеризованих засобів та технологій, м. Харків;

доктор технічних наук, професор
Власюк Анатолій Павлович,
Національний університет «Острозька академія»,
завідувач кафедри економіко-математичного моделювання та інформаційних технологій, м. Острог.

Захист відбудеться ”05” лютого 2021 р. о 12^{00} год. на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 58.052.01 в Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя (46001, м. Тернопіль, вул. Руська, 56, ауд. 79).

З дисертацією можна ознайомитись у науково-технічній бібліотеці Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, 46001, м. Тернопіль, вул. Руська, 56.

Автореферат розісланий ”04 січня 2021 р.

Учений секретар
спеціалізованої вченої ради Б.Г. Шелестовський

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

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 (R2015).

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. 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 ТзОВ «Медичний центр ВІТАМІН» та в НВСЕМП «Медап».

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]).

Структура та обсяг. Дисертаційна робота складається із анотації, вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Загальний обсяг дисертаційної роботи становить 170 сторінок, з яких 122 сторінки основного тексту, 4 додатки на 12 сторінках, список літератури налічує 125 джерел.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У вступі шляхом аналізу стану задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини за біосигналами обґрунтовано актуальність теми дисертації, відзначено зв’язок роботи з науковими темами, сформульовано мету і задачі дослідження, визначено об’єкт, предмет і методи дослідження, показано наукову новизну та практичне значення отриманих результатів, розкрито питання апробації результатів дисертації на конференціях і семінарах та висвітлення їх у друкованих працях.

У першому розділі на основі аналітичного огляду літературних джерел розкрито стан та особливості задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини за біосигналами. Запропоновано спосіб компенсації порушеної комунікативної функції людини, який ґрунтується на відборі та належному опрацюванні ЕЕГ та ЕМГ сигналів.

Проаналізовано основні причини порушення чи втрати комунікативної функції та показано, що компенсувати здатність обміну інформацією можна на основі опосередкованих способів, які ґрунтуються на відборі та належному опрацюванні біосигналів, котрі виникають в процесі реалізації комунікативної функції.

Для обґрунтування способу компенсації порушеної комунікативної функції проаналізовано процес реалізації цієї функції, результатом роботи якої є голосовий сигнал. Враховуючи положення активної теорії голосотворення Р.Юссона, важливим є той факт, що голосові складки в процесі вимовляння голосних та приголосних вокалізованих звуків коливаються активно під дією нервових імпульсів, які виникають в мовних центрах головного мозку. Частота їх співпадає з частотою основного тону (ОТ) голосових сигналів. На основі цього запропоновано спосіб компенсації порушеної комунікативної функції, що ґрунтується на паралельному відборі та опрацюванні групи біосигналів для отримання достатньої кількості інформації, що необхідна для наступної ідентифікації окремих структурних елементів мови та переведення їх у текст чи озвучувану мову. Такими сигналами є ЕМГ сигнали, що зареєстровані з поверхні шиї пацієнта поблизу голосових складок, та ЕЕГ сигнали, що зареєстровані з

поверхні голови пацієнта поблизу мовних центрів. Запропонований спосіб дасть можливість розробити технічні засоби, що допоможуть зрозуміти людей, які знаходяться при свідомості але не можуть розмовляти (підключені до апарату штучної вентиляції легень, травмовані мімічні м'язи обличчя, проведена інтубація трахеї тощо) Власне спосіб компенсації включає в себе три етапи:

1) За результатами відбору та опрацювання ЕЕГ сигналів встановлюються часові інтервали початку t_x та закінчення t_{xx} процесу мовлення (рис. 1)

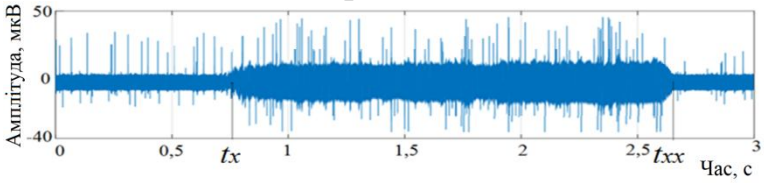


Рис. 1. Реєстрограма ЕЕГ сигналу

2) За результатами опрацювання ЕМГ сигналів встановлюються часові моменти присутності ознак ОТ, що є індикаторами голосних та приголосних вокалізованих фонем (рис. 2)

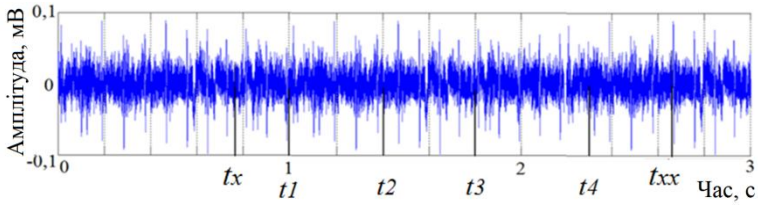


Рис. 2. Реєстрограма ЕМГ сигналу

3) За змінами значень частоти ОТ проводиться ідентифікація голосних та приголосних вокалізованих фонем. (рис. 3).

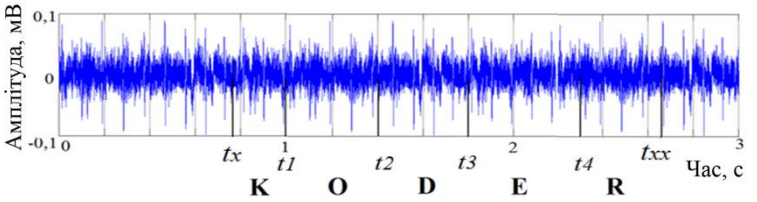


Рис. 3. Реєстрограма ЕМГ сигналу

Враховуючи вищесказане, 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.

При цьому актуальною є задача обґрунтування вибору математичної моделі та розроблення методів опрацювання ЕЕГ і ЕМГ сигналів для виявлення в їх структурі ознак процесу мовлення та ознак наявності ОТ з метою ідентифікації голосних та приголосних вокалізованих фонем для виконання перших двох етапів запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції. Третій етап в дослідженнях не розглядався.

У другому розділі сформульовано вимоги до математичної моделі та методів опрацювання ЕЕГ і ЕМГ сигналів. Обґрунтовано вибір математичної моделі таких сигналів та розроблено методи їхнього опрацювання.

Для обґрунтування вибору способу математичного опису проаналізовано основні типи математичних моделей, відповідні методи опрацювання та інформативні ознаки, що отримуються при цьому, які знайшли поширення в практиці ЕЕГ та ЕМГ досліджень. В найпростішому випадку враховуючи коливну структуру ЕЕГ та ЕМГ сигнали можуть бути подані в рамках детерміністського підходу щодо їхнього моделювання у вигляді періодичного процесу або майже періодичного процесу. При цьому, можливим стає застосування методів гармонічного аналізу.

Для випадку застосування методів гармонічного аналізу до опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів, в стані спокою (коли не реалізується комунікативна функція) оцінки амплітудних спектрів вибірок з цих сигналів повинні бути стійкі до часових зсувів (для виявлення ознак намагання реалізації комунікативної функції). Однак помічено, що оцінки амплітудних спектрів є мінливими в стані спокою, тому виявити ознаки намагання реалізації комунікативної функції в структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів цим методом складно, а мінливість вказує на присутність випадкової складової в структурі таких сигналів.

Поширеним є спосіб 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. Отже модель ЕЕГ та ЕМГ сигналів у вигляді стаціонарного випадкового процесу не буде адекватною досліджуваній задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини.

Для обґрунтування математичної моделі ЕЕГ та ЕМГ сигналів висунуто наступні припущення: 1) ділянки ЕЕГ та ЕМГ сигналів в стані спокою – при відсутності процесу мовлення за незмінних додаткових факторів (емоційний стан, положення пацієнта в просторі, зовнішні умови) – будуть стаціонарними; ділянки ЕЕГ та ЕМГ сигналів при намаганні реалізації комунікативної функції будуть стаціонарними, але з відмінними від аналогічних ділянок для стану спокою параметрами (оцінки математичного сподівання, дисперсії тощо). Задача виявлення проявів у структурі ЕЕГ та ЕМГ сигналів ознак процесу реалізації комунікативної функції зведеться до задачі виявлення характерних для такого процесу змін властивостей цих біосигналів. Відповідно, як математичну модель ЕЕГ та ЕМГ сигналів використано кусково стаціонарний випадковий процес, для якого куски стаціонарності відповідатимуть станам наявності та відсутності ознак реалізації комунікативної функції. Такі сигнали подано аналітично у наступному вигляді:

$$\Xi_n(t) = \left(\xi_1(t), \xi_2(t), ..., \xi_n(t)\right), \tag{1}$$

послідовність множин B_k, $k = \overline{1,n}$ є розбиттям інтервалу $[a,b]$ точками $t_1, t_2, \ldots, t_n$; $I_{B_k}(t)$ – 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:

$$\xi_\Sigma(t) = \sum_{k=1}^{n} \xi_k(t) I_{B_k}(t) \tag{2}$$

зветься процесом розладки, а моменти $t_1, t_2, \ldots, t_n$ моментами розладки.

Відповідно поставлена задача зводиться до виявлення часових моментів появи зміни параметрів стаціонарних ділянок ЕЕГ та ЕМГ сигналів, а відповідно до (2) – часових моментів $t_1, t_2, \ldots, t_n$ появи розладки в структурі цих сигналів.

Запропоновано метод опрацювання ЕМГ сигналу для виявлення часових інтервалів наявності ознак ОТ при намаганні пацієнтами реалізувати

комунікативну функцію. Метод 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.

Метою основного етапу є власне пошук часових інтервалів наявності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів, які зареєстровані із того ж самого пацієнта, але при намаганні ним вимовляти довільні звуки та фрази в довільні моменти часу.

Для опрацювання ЕМГ сигналів застосовано методи спектрально-кореляційного аналізу стаціонарних випадкових процесів, а опрацювання сигналів проводилось на інтервалах часу визначеної тривалості – в межах 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 80-450 Гц (діапазон можливих значень частоти ОТ); 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 на 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 ширини ковзного вікна. Для обчислення значення ширини вікна запропоновано вираз:

$$T_{вікно} = \frac{N}{f_{осн.тону}}, \qquad (3)$$

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.

Наближене значення частоти ОТ визначається із тестової частини ЕМГ сигналу шляхом оцінювання частот розміщення першого максимуму в оцінках розподілу спектральної густини потужності (формантний аналіз), 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. Враховуючи це припущення величина інтервалу існування частоти ОТ може бути визначена за правилом трьох s:

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

де: s – кореговане стандартне відхилення для вибірки x, об'ємом $n \leq 50$; x_i – i-тий елемент вибірки; $\bar{x}$ – математичне сподівання 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 сигналів ЕМГ, під час знімання яких пацієнт намагається вимовляти окремі тестові голосні та приголосні вокалізовані звуки.

Запропоновано 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 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. Дальше 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. Метою основного етапу є 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 таких оцінок, які були обчислені на підготовчому етапі.

Використавши два описані методи опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів можливою стає реалізація перших двох етапів запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції людини.

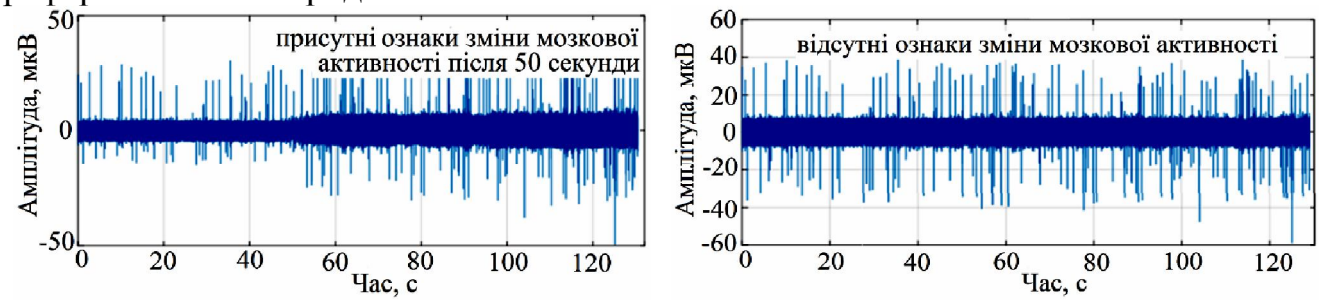
В розділі 3 наведено матеріал, присвячений питанням відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів від суб'єктів, що знаходяться в стані спокою та стані реалізації комунікативної функції з метою пошуку інформативних ознак процесу мовлення. При цьому відбір проводився від фізіологічно здорових осіб для верифікації розроблених методів опрацювання з можливістю наступного їхнього застосування для задачі компенсації порушеної комунікативної функції у хворих осіб. Для

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

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

Для 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».

В результаті наступного опрацювання відібраних ЕЕГ сигналів було помічено, що в структурі тих сигналів ЕЕГ, котрі відібрані з відведень, які розміщені в безпосередній близькості до мовних центрів головного мозку, спостерігається зміна амплітуди ЕЕГ – її зростання на ділянці, що характеризує другу хвилину запису. Це пояснено зміною мозкової активності в процесі вимовляння подумки слова «вверх» (рис. 4). Відповідно замість стандартної схеми запропоновано накладати електроди поблизу описаних вище мовних центрів. Для цього достатньо застосувати лише чотири електроди – три основних та референтний електрод.



а) б)

Рис. 4. Приклад реєстрограм ЕЕГ сигналів із ознаками зміни мозкової активності (а) та без таких ознак (б)

Наступним є обґрунтування способу відбору ЕМГ сигналів. Відповідно до запропонованого способу компенсації порушеної комунікативної функції необхідним є виявлення в структурі ЕМГ сигналів ознак ОТ. Враховуючи той факт, що верхня гранична частота пропускання кожного каналу електроенцефалографа Нейроком обмежена на рівні 100 Гц, а значення частоти ОТ може знаходитись в діапазоні 80-450 Гц, застосування цього енцефалографа для відбору ЕЕГ та ЕМГ сигналів для вирішення поставленої задачі є неможливим. Додатково це підтверджено експериментально при відборі таких ЕМГ сигналів із допомогою електроенцефалографа Нейроком у відведеннях *Fp2* та *N*. При цьому було помічено, що на інтервалах часу, коли піддослідна особа вимовляла голосні звуки, в структурі зареєстрованих ЕМГ сигналів проявлялись характерні ознаки зміни амплітуди таких сигналів, як після проведення високочастотної фільтрації ділянок з ОТ. Тому розроблено окремий блок відбору ЕМГ сигналів, який являє собою один вхідний канал електроенцефалографа Нейроком із розширеною смугою пропускання.

В процесі відбору ЕМГ сигналів піддослідна особа вимовляла вголос різні голосні та приголосні вокалізовані звуки, які реєструвались із використанням електродинамічного мікрофона. З виходу блока відбору корисний ЕМГ сигнал подавався на один із входів звукової картки персонального комп'ютера. На інший вхід подавався сигнал із електродинамічного мікрофона. ЕМГ та голосовий сигнали реєструвались одночасно. Для власне запису зазначених біосигналів було застосовано програмний пакет Adobe Audition 3.0. Приклад реєстрограм обох сигналів для однієї особи після нормування по амплітуді наведено на рис. 5.

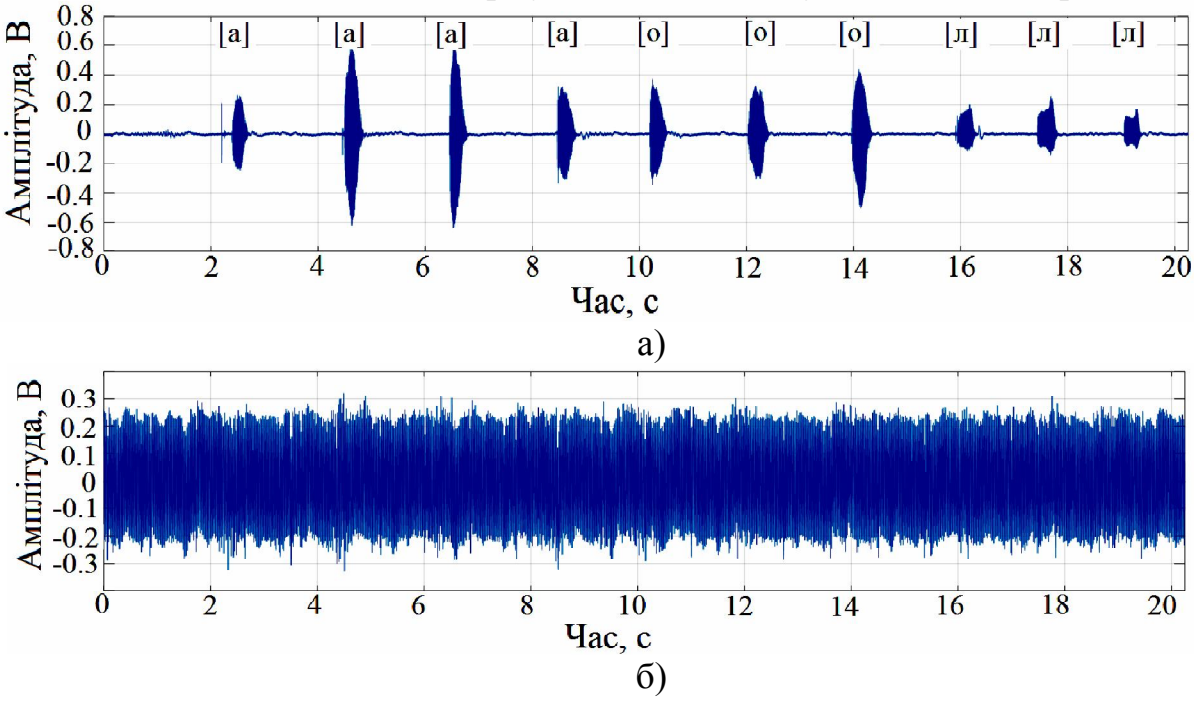


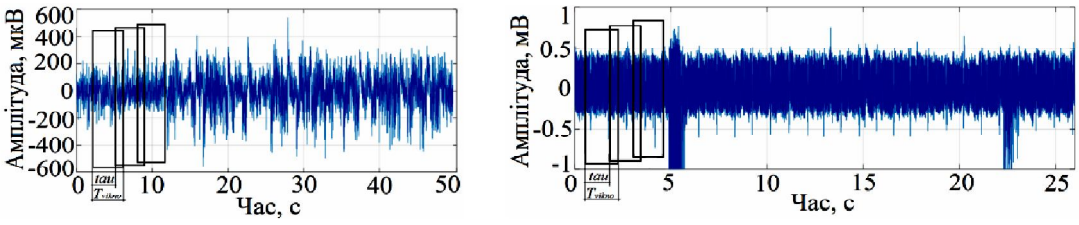
Рис. 5. Реєстрограми одночасно відібраних голосового сигналу (а) із позначенням звуків, які реєструвались, та ЕМГ сигналу (б)

Голосовий сигнал є необхідний для верифікації методу опрацювання, оскільки за ним можна визначити часові інтервали прояву ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналу, які повинні відповідати аналогічним інтервалам, отриманим в результаті опрацювання ЕМГ сигналу запропонованим методом. У випадку ж проведення компенсації порушеної комунікативної функції у хворих людей проводитиметься відбір виключно ЕЕГ та ЕМГ сигналів із наступним застосуванням описаних вище методів їхнього опрацювання.

Розроблено блок-схеми алґоритмів опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів на підготовчому етапі.

В розділі 4 наведено результати опрацювання ЕЕГ та ЕМГ сигналів розробленими методами при поданні таких сигналів у вигляді кусково-стаціонарного випадкового процесу. Обґрунтовано критерій виявлення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення за результатами опрацювання ЕЕГ сигналу та критерій виявлення ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів. Проведено оцінювання достовірності отриманих результатів.

На рис. 6 наведено вигляд реєстрограм ЕЕГ та ЕМГ сигналів. Прямокутниками умовно позначено ковзне вікно, яке транслюється в часі і в межах якого проводиться опрацювання сигналів розробленими методами.



а) б)

Рис. 6. Переміщення ковзного вікна по реєстрограмі ЕЕГ (а) та ЕМГ (б) сигналу

На рис. 7 наведено вигляд реєстрограми ЕЕГ з ознаками підвищеної мозкової активності після 12 секунди та графік зміни значень усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності, обчислених в межах трансляцій ковзного вікна.

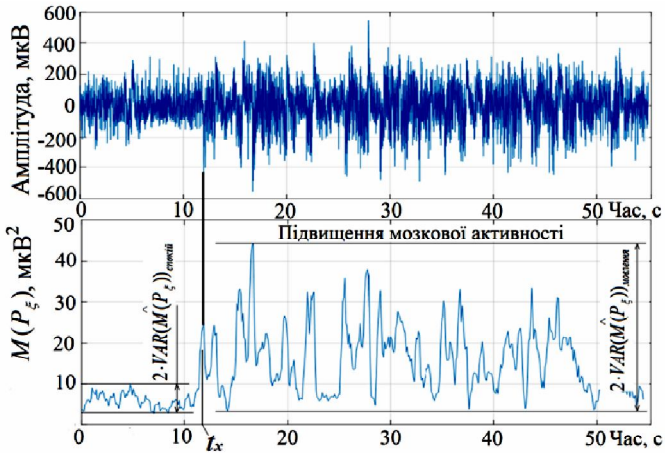


Рис. 7. Реєстрограма ЕЕГ сигналу (а) та обчислені усереднені оцінки спектральної густини потужності (б)

Як критерій визначення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення використано варіацію усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності $VAR(\hat{M}(P_\xi))$ (рис. 7).

Встановлено, що значення варіації збільшуються більш як на порядок при наявності процесу мовлення:

$$VAR(\hat{M}(P_\xi))_{спокій} = 2{,}9522 мкВ^2 \quad (4)$$

$$VAR(\hat{M}(P_\xi))_{мовлення} = 83{,}3164 мкВ^2 \quad (5)$$

Відповідно, 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 компенсації порушеної комунікативної функції необхідно провести виділення ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів. Для цього проведено оцінювання наближеного значення частоти ОТ за голосовим сигналом (рис. 5, а) шляхом його опрацювання методами формантного аналізу. 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. 8.

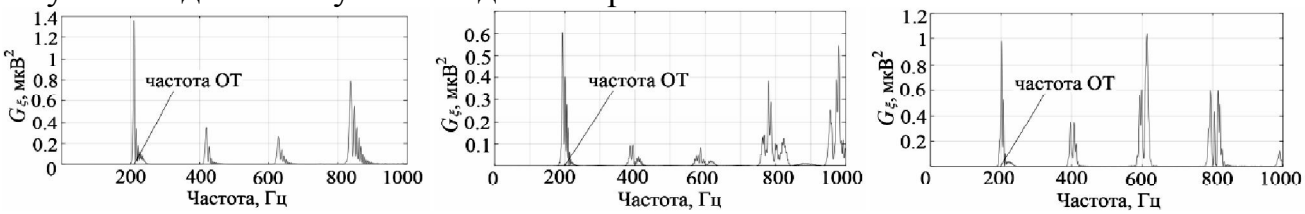


Рис. 8. Оцінки розподілу спектральної густини потужності деяких звуків

За отриманими розподілами спектральної густини потужності визначено наближені значення частоти ОТ. Обчислено середнє значення частоти ОТ, яке становить 202,8 Гц. Використовуючи вираз (2) обчислено інтервал існування частоти ОТ, який в цьому випадку становить (166-239,6) Гц.

З рис.6, б, помітно, що ЕМГ сигнал є значно зашумленим, тому проведено його фільтрацію для збільшення співвідношення сигнал/шум. Для цього використано метод спектрального віднімання (spectral subtraction). Також такий же метод фільтрації застосовано і для реєстрограми голосового сигналу. Вигляд відфільтрованого ЕМГ сигналу після нормування по амплітуді наведено на рис. 9.

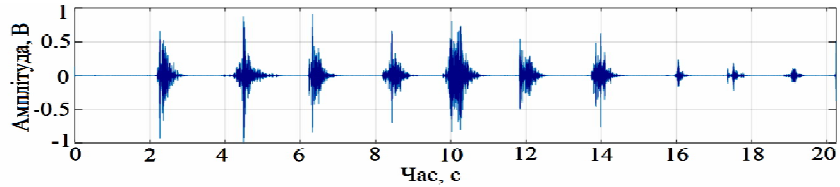


Рис. 9. Вигляд реєстрограми ЕМГ сигналу після фільтрації

Такий ЕМГ сигнал містить ділянки з підвищеною амплітудою, які практично співпадають із ділянками голосового сигналу з окремими голосними та приголосними вокалізованими звуками. Однак, ці підвищення амплітуди можуть бути викликані ковтальними рухами, рухами шиї, язика, інших органів голосового апарату. Тому проведено оцінювання наявності ознак ОТ в структурі такого ЕМГ сигналу. Для цього застосовано розроблений метод опрацювання. Сформовано ковзне вікно із шириною, яка рівна 50 періодам ОТ (в цьому випадку 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). На рис. 10 наведено вигляд усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, що обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна.

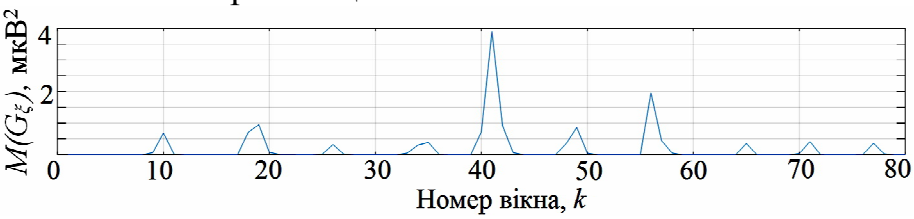


Рис. 10. Вигляд усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, що обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна

Для встановлення часових інтервалів наявності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналу використано порогову функцію: $H = \begin{cases} 1, & якщо \quad M(G_\xi) \geq \delta \\ 0, & якщо \quad M(G_\xi) < \delta \end{cases}$, яка приймає значення 1 при перевищенні значень усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу (рис. 10) 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. Отриманий

вигляд графіка порогової функції для усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу (рис. 10) наведено на рис. 11.

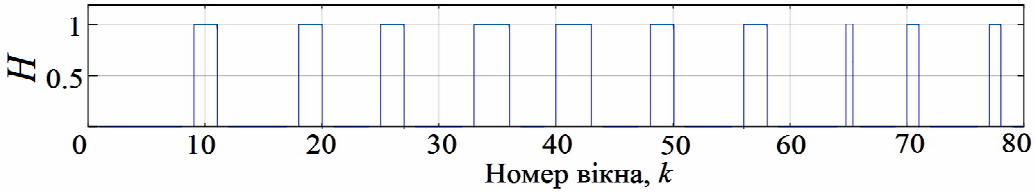


Рис. 11. Графік порогової функції для усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу (рис. 10)

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. Встановлено, що із зменшенням ширини вікна підвищується точність виявлення часових інтервалів наявності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналу, однак значно зростає обчислювальна складність. На рис. 12 наведено графіки обчисленої порогової функції H та голосового сигналу (рис. 6,а) при ширині вікна – 25 теріодів ОТ.

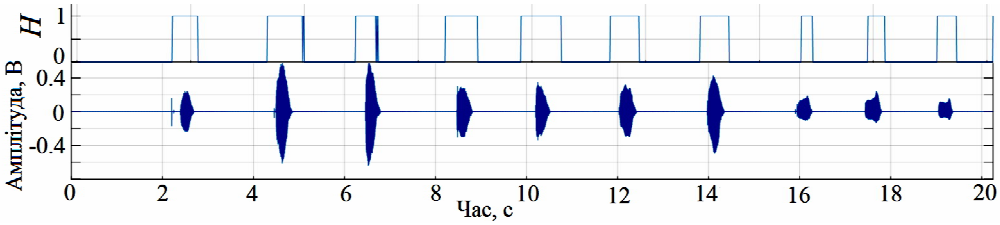


Рис. 12. Співставлення графіків обчисленої порогової функції H (верхній графік) та голосового сигналу (нижній графік)

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 (рис. 2).

Для оцінювання статистичної значимості результатів опрацювання ЕЕГ сигналів та їх достовірності використано критерій Фішера. Було проведено оцінювання вибіркових дисперсій послідовності значень усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності (рис. 7). Як приклад, на рис. 13 позначено d_1 – d_5 вибіркові дисперсії з об’ємом вибірки – 10 значень.

Обчислено чотири значення критерію Фішера: $F_1 = \frac{d_2}{d_1} = 1{,}04$; $F_2 = \frac{d_3}{d_2} = 7{,}73$; $F_3 = \frac{d_4}{d_3} = 2{,}77$; $F_4 = \frac{d_5}{d_4} = 1{,}1$. Значення критерію F_1 обчислено для двох вибіркових дисперсій, що відповідають ділянці ЕЕГ сигналу в стані спокою. Має підтвердитись припущення 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 намагання реалізації комунікативної функції. При цьому має підтверджуватись припущення про значущу різницю між значеннями вибіркових дисперсій.

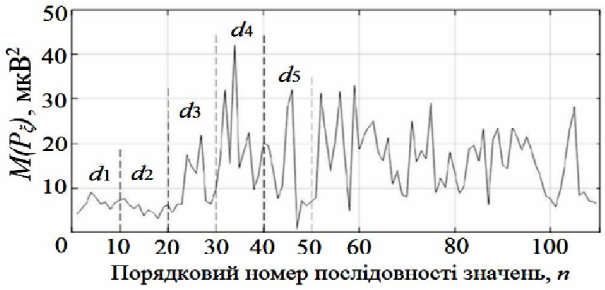


Рис. 13. Ділянки обчислення вибіркових дисперсій

Значення критерію F_3 та F_4 обчислено для вибіркових дисперсій, що відповідають ділянці ЕЕГ сигналу в стані намагання реалізації комунікативної функції.

Також має підтвердитись припущення про незначущу різницю між цими дисперсіями. Для підтвердження висунутих припущень побудовано вісь значущості (рис. 14), на якій відкладено обчислені значення критеріїв F_1-F_4 та встановлено, що значення критеріїв F_1, F_3 та F_4 попадають в зону незначущості, а значення F_2 – в зону значущості.

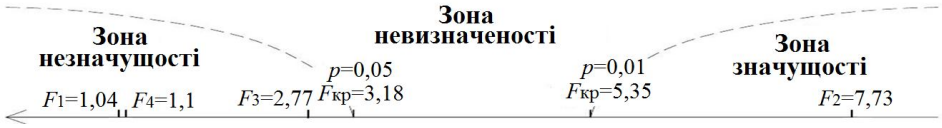


Рис. 14. Вісь значущості критерію Фішера

Відповідно, використання запропонованого критерію дає можливість з достовірністю 99% встановити стан зміни мозкової активності в процесі реалізації комунікативної функції.

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.

Наведено пропозиції щодо можливої технічної реалізації системи компенсації порушеної комунікативної функції людини.

У **додатках** наведено тексти програм, розроблені для ПК (ОС Windows 7), акти впровадження результатів дисертаційного дослідження.

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 ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

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*, 2017. №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.

АНОТАЦІЯ

Дозорська О.Ф. Математична модель та методи опрацювання біосигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. – Рукопис.

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

У дисертації розв'язано актуальну наукову задачу обґрунтування вибору математичної моделі та розроблення методів опрацювання біосигналів, які дають можливість виділення інформативних ознак намагання реалізувати пацієнтами

комунікативну функцію в структурі електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини.

Обґрунтовано вибір математичної моделі таких біосигналів у вигляді кусково стаціонарного випадкового процесу. Розроблено методи опрацювання таких сигналів в межах трансляцій ковзного вікна, для виявлення часових моментів початку та закінчення процесу мовлення а також виявлення ознак наявності основного тону в структурі цих сигналів під час намагання реалізації порушеної комунікативної функції. Обґрунтовано вибір інформативних ознак початку та закінчення процесу мовлення та наявності основного тону.

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

АННОТАЦИЯ

Дозорська О.Ф. Математическая модель и методы обработки биосигналов для задачи компенсации нарушеной коммуникативной функции человека. - Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 01.05.02 - математическое моделирование и вычислительные методы. - Тернопольский национальный технический университет имени Ивана Пулюя, Тернополь, 2020.

В диссертации решена актуальная научная задача обоснования выбора математической модели и разработки методов обработки биосигналов, которые дают возможность выделения информативных признаков попытки реализовать пациентами коммуникативную функцию в структуре электроэнцефалографических и электромиографических сигналов.

Обоснован выбор математической модели таких биосигналов в виде кусочно-стационарного случайного процесса и разработаны методы статистической обработки таких сигналов в пределах скользящего окна, которые дают возможность выявить временные моменты начала и окончания процесса речи и выявлять признаки наличия основного тона в структуре этих сигналов при попытке реализации нарушенной коммуникативной функции.

Ключевые слова: коммуникативная функция человека, электроэнцефалографический сигнал, электромиографический сигнал, кусочно стационарный случайный процесс, система отбора биосигналов, скользящее окно.

SUMMARY

Dozorska O.F. Mathematical model and methods of biosignals processing for the task of compensation of impaired human communicative function. - The manuscript.

Thesis for Candidate Degree of Technical Science on specialty 01.05.02 – Mathematical modelling and computation methods. – Ternopil Ivan Puluj National technical University, Ternopil, 2020.

In the dissertation the actual scientific problem of substantiation of the choice of mathematical model and development of methods for processing biosignals, which allow to select informative features of individual voice phonemes in the structure of electroencephalographic and electromyographic signals to compensate for impaired human communication function, is solved.

Based on the biophysical foundations of the communicative function, a method of its compensation in cases of its violations is proposed. The method is based on the selection and processing of electroencephalographic signals taken from the surface of the patient's head near the speech centers of the brain, and electromyographic signals taken from the surface of the neck near the vocal folds.

A new application of a piecewise stationary random process as a mathematical model of electroencephalographic and electromyographic signals is substantiated, which is adequate to the physical nature of such signals and has the means to highlight informative features that are indicators of the process of communicative function. Based on a well-founded mathematical model, methods for statistical processing of electroencephalographic and electromyographic signals within a sliding window are developed, which are based on calculation and subsequent estimation of power spectral density distributions within sliding window translations and allow to detect time moments signals) and identify signs of the presence of the main tone (based on the results of processing electromyographic signals) during the implementation of human communicative function. It is established that the obtained values of variation of the average estimates of the power spectral density distribution within the sliding window are informative signs of the beginning and end of the speech process, and the average estimates of the electromyographic signal power spectral density distribution in the range of the fundamental frequency are calculated. signs of the presence of the main tone.

The structure of the system of selection of electroencephalographic and electromyographic signals is offered. Such signals were selected using the Neurocom electroencephalographic complex as well as the electromyographic signal selection unit, which is a single channel for amplifying the biopotentials of the Neurocom encephalograph with extended bandwidth. Due to the significant noise level in the structure of electromyographic signals, their filtration was performed using the method of spectral subtraction.

The results of further processing of the selected biosignals confirmed the correctness of the choice of mathematical model of electroencephalographic and electromyographic signals in the form of piecewise stationary random process and developed methods of statistical processing for the problem of compensation of impaired human communicative function.

A package of computer programs for statistical processing of electroencephalographic and electromyographic signals has been created on the basis of developed methods that are suitable for use as part of specialized software for automated computer systems for restoring human communicative function.

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

Підписано до друку 29.12.2020. Формат 60×90, 1/16.
Друк лазерний. Папір офсетний. Гарнітура TimesNewRoman.
Умовно–друк. арк. 0,9. Наклад – 100 прим.
Замовлення № 29122020

*****

Друк ФОП Паляниця В. А.
Свідоцтво ДК №4870 від 20.03.2015 р.
м. Тернопіль, вул. Б. Хмельницького, 9а, оф.38.
тел. (0352) 528-777.